

---

# Dielektrische Elastomeraktoren in Multilayer-Technologie für taktile Displays

Vom Fachbereich  
Elektrotechnik und Informationstechnik  
der Technischen Universität Darmstadt  
zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)  
genehmigte Dissertation

von

Dipl.-Ing. Marc Matysek  
geboren am 8. Januar 1976  
in Hofheim

Referent: Prof. Dr.-Ing. Helmut F. Schlaak  
Korreferent: Prof. Dr. rer. nat. Heinz Lehr

Tag der Einreichung: 5. Oktober 2009  
Tag der mündlichen Prüfung: 13. November 2009

D 17  
Darmstadt 2010

---

---

Bitte zitieren Sie dieses Dokument als:

URN: urn:nbn:de:tuda-tuprints-20300

URL: <http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de/2030/>

Dieses Dokument wird bereitgestellt von tuprints, E-Publishing-Service der TU-Darmstadt.

<http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de>

[tuprints@ulb.tu-darmstadt.de](mailto:tuprints@ulb.tu-darmstadt.de)

Die Veröffentlichung steht unter folgender Creative Commons Lizenz:

*Namensnennung-Keine kommerzielle Nutzung-Keine Bearbeitung 2.0 Deutschland*



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/de/>

---

---

## Zusammenfassung

---

Elektroaktive Polymere (EAP) bezeichnet eine große Klasse an Materialien für Aktoren, die zum Bereich der „Smart-Materials“ (intelligente Materialien) gehört. Zu dieser Klasse zählen auch die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten dielektrischen Elastomeraktoren (DEA), die sich durch eine sehr hohe Energiedichte auszeichnen. Das Grundprinzip entspricht dem eines elektrostatischen Aktors, allerdings sind die beiden Elektroden durch ein Elastomer als Dielektrikum von einander getrennt.

Eine spezielle Herstellungstechnologie solcher dielektrischen Elastomeraktoren ist die Multilayer-Technologie. Dabei werden besonders dünne dielektrische Schichten hergestellt, wodurch eine vergleichsweise niedrige Betriebsspannung für die Aktoren benötigt wird. Im Vergleich zu einschichtigen DEA, die Betriebsspannungen im Bereich von 2 kV bis 20 kV benötigen, sind mit der Multilayertechnologie Betriebsspannungen unter 1 kV möglich. Um den Nachteil der mit den dünneren Schichten verbundenen geringeren absoluten Deformation auszugleichen, werden mehrere solcher Schichten aufeinander gestapelt. Diese mechanische Serienschaltung erlaubt eine Anpassung der Aktorik an viele Anwendungsgebiete, bei denen vor allem eine niedrige Betriebsspannung und eine hohe Aktordichte erforderlich sind.

Für die Darstellung taktiler Reize, also vom Menschen mit der Haut erfühlbare Stimulationen, sind genau diese beiden Eigenschaften von großer Bedeutung. Der erste Themenkomplex dieser Arbeit ist daher der Stimulation der menschlichen Sinneswahrnehmung des „Fühlens“ gewidmet. Die Analyse der Kenngrößen taktiler Wahrnehmung erlaubt die Ermittlung der Anforderungen an ein taktilen Display. Der Vergleich dieser Anforderungen mit den Leistungsdaten einiger bereits realisierter Systeme verdeutlicht, dass es derzeit kein System gibt, das für eine statische und dynamische Stimulation ausgelegt ist. Größtes Potential dafür weisen Aktoren aus aktiven Materialien auf.

Im zweiten Schritt erfolgt die Eingliederung der verwendeten dielektrischen Elastomerstapelaktoren in das Feld der elektroaktiven Polymere. Die Vorteile und Herausforderungen der Multilayertechnologie werden dargestellt.

Bei der Entwicklung einer Technologie zur reproduzierbaren Herstellung dielektrischer Elastomerstapelaktoren stehen die Definition und Auslegung der Prozessschritte zur Herstellung der dielektrischen Filme und der Elektroden im Fokus. Die Herstellung von dielektrischen Filmen mit einer frei wählbaren Dicke im Bereich von 5  $\mu\text{m}$  bis 100  $\mu\text{m}$  ermöglicht einstellbare Betriebsspannungen von etwa 300 V bis 2,4 kV. Von entscheidender Bedeutung ist die Gleichmäßigkeit der Schichtdicke. Mit einer maximalen Schwankung der Schichtdicke eines dielektrischen Films von unter 5 % ist eine hohe Präzision erreicht. Die kleinsten realisierbaren Elektrodenstrukturen haben eine Breite von 0,5 mm, der Flächenwiderstand beträgt 10 k $\Omega$  bei einer Schichtdicke von 5  $\mu\text{m}$ .

Der Aufbau der zur Charakterisierung dieser Aktoren erforderlichen speziellen Messplätze ist ein weiterer Schwerpunkt dieser Arbeit. So können unterschiedliche Aktorkennwerte, insbesondere die Dickenänderung, im statischen und dynamischen Betrieb erfasst und protokolliert werden. Weitere Messplätze dienen der Erfassung der mechanischen und elektrischen Impedanz der Aktoren sowie der Bestimmung des Flächenwiderstandes von Elektroden und Zuleitungen.

Mit Hilfe der gewonnenen Messdaten wird ein Modell für das elektromechanische Wandlungsverhalten der Aktoren entwickelt und verifiziert. Die modellhafte Beschreibung des viskoelastischen

---

Materialverhaltens wird durch die Einführung eines fraktionalen Elementes entscheidend verbessert. Mit dem Modell können schließlich anwendungsspezifische Anforderungen an die Auslegung der Aktoren ermittelt werden.

Abschließend werden die realisierten Aktoren und Konzepte zur Darstellung taktiler Informationen vorgestellt. Dabei handelt es sich zum einen um einen Antrieb für ein Blindenschrift-Modul, bei dem statische Auslenkungen im Bereich einiger 100  $\mu\text{m}$  erforderlich sind. Zum anderen wird ein dynamisches taktiler Display entwickelt, das Vibrationen mit bis zu 600 Hz spürbar darstellen kann. Die frei konfigurierbare Darstellung kombinierter statischer und dynamischer Oberflächeninformationen mit einer örtlichen Auflösung von 1 mm in einem weiteren Display zeigt abschließend das Potential der entwickelten Technologie.



---

## **Vorwort**

---

Die vorliegende Arbeit habe ich im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Elektromechanische Konstruktionen der Technischen Universität Darmstadt angefertigt.

Ich bedanke mich in besonderem Maße bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Helmut F. Schlaak für die Betreuung meiner Arbeit und die großen Freiräume bei deren Umsetzung.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Heinz Lehr danke ich für das meiner Arbeit entgegengebrachte Interesse und die Übernahme des Korreferats.

Weiterhin danke ich allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des Instituts, die durch ihre Freundlichkeit und Offenheit für ein stets angenehmes und kreatives Arbeitsklima sorgen. Insbesondere danke ich Peter Lotz für die anregenden Diskussionen und die perfekte Zusammenarbeit, die sich letztlich weit über die Forschung hinaus erstreckt hat. Bernhard Jochem danke ich für die vielen kleinen und auch größeren Problemlösungen im Forschungs- und Institutsalltag, sowie für sein stets offenes Ohr. Weiterhin danke ich allen Studenten, die in Projektseminaren, Studien- und Diplomarbeiten einen Beitrag zur vorliegenden Arbeit geleistet haben.

Meinen Eltern danke ich für ihre immer vorhandene Unterstützung und das unerschütterliche Vertrauen. Schließlich danke ich meiner Frau Kerstin, die mich stets ermutigt und unterstützt hat, für ihre Geduld, Verständnis und Zuversicht.

Marc Matysek

Darmstadt, im Dezember 2009



---

## Inhaltsverzeichnis

---

<b>Verwendete Formelzeichen</b>	<b>VII</b>
<b>1 Einführung</b>	<b>1</b>
1.1 Bedeutung taktiler Sinneswahrnehmung . . . . .	1
1.2 Aktoren mit aktiven Materialien . . . . .	4
1.3 Aufbau der Arbeit . . . . .	6
<b>2 Stimulation der haptischen Sinneswahrnehmung</b>	<b>7</b>
2.1 Sinneswahrnehmung des Menschen . . . . .	7
2.1.1 Sinnesphysiologie, Wahrnehmungspsychologie und Psychophysik . . . . .	9
2.1.2 Haut als Sinnesorgan . . . . .	13
2.1.3 Kenngrößen taktiler Wahrnehmung . . . . .	16
2.2 Haptische Geräte . . . . .	20
<b>3 Aktive Polymere</b>	<b>33</b>
3.1 Elektroaktive Polymere (EAP) . . . . .	33
3.1.1 Ionische Polymeraktoren . . . . .	34
3.1.2 Elektronische Polymeraktoren . . . . .	37
3.2 Funktionsprinzip dielektrischer Elastomeraktoren . . . . .	40
3.3 Bauformen dielektrischer Elastomeraktoren . . . . .	44
3.4 Dielektrische Elastomerstapelaktoren . . . . .	47
<b>4 Technologie zur Herstellung von dielektrischen Elastomerstapelaktoren</b>	<b>53</b>
4.1 Dielektrische Elastomeraktoren in Multilayertechnologie . . . . .	53
4.1.1 Analyse der bisherigen Prozessierung . . . . .	54
4.1.2 Ziele für eine neue Multilayer-Technologie . . . . .	55
4.2 Herstellung dielektrischer Filme . . . . .	56
4.2.1 Materialwahl . . . . .	56
4.2.2 Prozessierung . . . . .	58
4.2.3 Theorie des Schleuderprozesses . . . . .	60
4.2.4 Realisierung des Schleuderprozesses . . . . .	62
4.2.5 Verifikation der Filmherstellung . . . . .	64
4.3 Beschleunigung der Vernetzung . . . . .	73
4.4 Aufbringung der Elektroden . . . . .	76
4.4.1 Materialwahl . . . . .	76
4.4.2 Graphitelektroden . . . . .	79
4.4.3 Minimierung der Elektrodenstärke . . . . .	80
4.5 Realisierte Anlage und Ergebnisse . . . . .	85
4.5.1 Elektronik und Software . . . . .	85
4.5.2 Ergebnisse . . . . .	87
<b>5 Messtechnische Charakterisierung</b>	<b>91</b>
5.1 Messung der Aktorauslenkung . . . . .	91
5.1.1 Realisierung der Dickenmessung . . . . .	92

5.1.2	Aufbau des Messplatzes . . . . .	94
5.1.3	Verifikation des Dickenmessplatzes . . . . .	96
5.2	Bestimmung der Kontaktierung . . . . .	100
5.3	Messung der Leitfähigkeit von Elektroden . . . . .	101
5.4	Messung des uniaxialen Kompressionsmoduls . . . . .	103
<b>6</b>	<b>Modellbildung</b>	<b>107</b>
6.1	Elektrisches Modell . . . . .	107
6.2	Mechanisches Modell . . . . .	113
6.3	Elektromechanisches Modell . . . . .	120
6.4	Charakterisierung der Energiedichte dielektrischer Elastomerstapelaktoren . . . . .	125
<b>7</b>	<b>Taktile Displays mit dielektrischen Elastomerstapelaktoren</b>	<b>129</b>
7.1	Antrieb für ein Braille-Display . . . . .	129
7.2	Vibrotaktile Zustandsanzeige . . . . .	133
7.3	Taktile Mensch-Maschine-Schnittstelle . . . . .	140
7.3.1	Aktormatrix-Design . . . . .	142
7.3.2	Integration der Sensorfunktion . . . . .	145
7.3.3	Resümee . . . . .	149
<b>8</b>	<b>Diskussion und Ausblick</b>	<b>151</b>
8.1	Zusammenfassung der Ergebnisse . . . . .	151
8.2	Weiterentwicklung der Multilayertechnologie . . . . .	152
8.3	Weiterentwicklung des taktilen Displays . . . . .	153
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>155</b>
<b>A</b>	<b>Prozessanalyse der Elektrodenherstellung aus einem Aerosol</b>	<b>173</b>
<b>B</b>	<b>Sicherheitskonzept des mechanischen Aufbaus der Schleudereinheit</b>	<b>175</b>
<b>C</b>	<b>Ergänzungen zur statistischen Versuchsplanung</b>	<b>177</b>
<b>D</b>	<b>Mathematische Ergänzungen</b>	<b>179</b>
<b>E</b>	<b>Komplexe mechanische Impedanzen</b>	<b>181</b>
<b>F</b>	<b>Leistungsbedarf des vibrotaktilen Displays</b>	<b>183</b>
<b>G</b>	<b>Ergänzungen zu den Probandenversuchen</b>	<b>185</b>
	<b>Index</b>	<b>186</b>

---

## Verwendete Formelzeichen

---

$\bar{h}$	mittlere Filmdicke
$\Delta A$	Flächenänderung
$\Delta z$	Dickenänderung
$\varepsilon_r$	relative Permittivität
$\varepsilon_K$	realtive Permittivität, für neues Komposit
$\varepsilon_R$	realtive Permittivität, Referenzwert
$\varepsilon_0$	elektrische Feldkonstante
$\eta$	Viskosität
$\hat{x}$	Auslenkung
$\kappa$	Leistungszahl für Elatomer-Füllstoff-Komposite
$\nu$	Fluidgeschwindigkeit in radialer Richtung
$\nu$	fraktioneller Grad
$\omega$	Winkelgeschwindigkeit, Kreisfrequenz
$\rho$	Dichte
$\tau$	Zeitkonstante
$A$	Fläche
$A_0$	Ausgangsfläche
$b$	Breite
$C$	Kapazität
$c$	Dämpfungskoeffizient
$C_A$	Kapazität eines Stapelaktors
$d_D$	Dicke des dielektrischen Films
$d_E$	Elektrodendicke
$E$	Feldstärke
$e$	Energiedichte
$E_K$	Durchschlagfeldstärke, für neues Komposit
$E_R$	Durchschlagfeldstärke, Referenzwert
$E_{bd}$	Durchschlagfeldstärke
$F$	Kraft
$f_{el}$	elektrische Frequenz
$f_{g,el}$	elektrische Grenzfrequenz
$f_{mech}$	mechanische Frequenz
$H$	Übertragungsfaktor
$h$	Filmdicke
$h_0$	Ausgangsfilmdicke
$h_{max}$	maximale Filmdicke
$h_{min}$	minimale Filmdicke
$K$	Systemkonstante des Schleuderprozesses

$k$ .....	Federkonstante
$k_m$ .....	medienabhängiger Korrekturfaktor
$l$ .....	Länge
$m$ .....	Masse
$n$ .....	Anzahl dielektrischer Schichten eines Stapelaktors
$p$ .....	Proportionalitätsfaktor
$p_{\text{elstat}}$ .....	elektrostatistischer Druck
$Q$ .....	elektrische Ladung
$r$ .....	Koordinate, Radius
$R_{\square}$ .....	Flächenwiderstand
$R_A$ .....	ohmscher Widerstand eines Stapelaktors
$R_G$ .....	Widerstand einer Graphitzuleitung
$R_K$ .....	Kontaktwiderstand
$R_S$ .....	Serienwiderstand einer Elektrode
$S$ .....	Dehnung
$s_{\text{rel}}$ .....	relative Dickenschwankung
$S_A$ .....	Flächendehnung
$S_e$ .....	eindimensionale Längendehnung
$S_x$ .....	Längendehnung in x-Richtung
$S_y$ .....	Längendehnung in y-Richtung
$S_z$ .....	Längendehnung in z-Richtung
$T$ .....	Spannung
$t$ .....	Zeit
$U$ .....	elektrische Spannung
$u_e$ .....	elastische Dehnungsenergiedichte, Gl. (6.24)
$V$ .....	Volumen
$v$ .....	Geschwindigkeit
$W$ .....	Energie
$W_{\text{el}}$ .....	elektrische Energie
$Y_{C,K}$ .....	uniaxialer Kompressionsmodul, für neues Komposit
$Y_{C,R}$ .....	uniaxialer Kompressionsmodul, Referenzwert
$Y_C$ .....	uniaxialer Kompressionsmodul
$z$ .....	Elektrodenabstand, Dicke des Dielektrikums
$z_0$ .....	Ausgangsdicke
$Z_{\text{Aktor}}$ .....	el. Impedanz eines Aktors
$Z_{\text{mech}}$ .....	mechanische Impedanz

---

## 1 Einführung

---

Jedes Gerät besitzt eine Bedienschnittstelle, die in den meisten Fällen ausschließlich mit den Fingern bedient wird. Bei der Betätigung eines klassischen Schalters erfolgt gleichzeitig eine Kraftrückmeldung, anhand der der Schaltzustand erkannt wird. Bei neueren Bedienschnittstellen erfolgt die Bedienung nahezu kraftlos, die Rückmeldungen sind dann rein optisch oder akustisch. Diese ungewohnte Verknüpfung verschlechtert im Allgemeinen die intuitive Bedienung.

Neue Festkörperaktoren, sogenannte „aktive Materialien“, sollen es ermöglichen, die Rückmeldung an den menschlichen Tastsinn auch in diesen Bedienschnittstellen zu integrieren und damit die Bedienung zu verbessern.

---

### 1.1 Bedeutung taktiler Sinneswahrnehmung

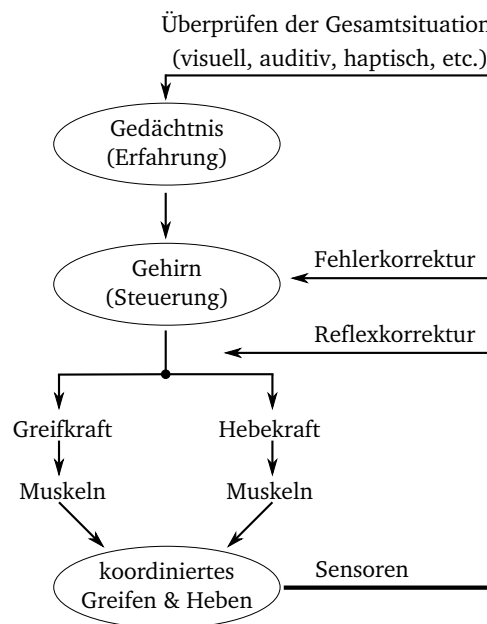
---

Zu den klassischen fünf Sinnen des Menschen zählt neben dem Sehen, Hören, Riechen und Schmecken das Fühlen. Diese relativ selten bewusst wahrgenommenen Informationen sind tatsächlich aber von großer Bedeutung, der man sich erst bewusst wird, wenn die Informationen nicht mehr erfasst werden können. Die sogenannte *haptische* Sinneswahrnehmung setzt sich im wesentlichen aus der *taktilen* Wahrnehmung (Oberflächensensibilität) und der *kinästhetischen* Wahrnehmung (Tiefensensibilität) zusammen, die Informationen über die Oberfläche der Haut bei Berührungen bzw. über die Stellung von Gelenken, Muskeln und Sehnen geben.

Das komplexe Zusammenspiel unterschiedlicher sensorischer Wahrnehmungen und aktiver Manipulation von Objekten wird an zwei Beispielen menschlicher Regulationsprozesse verdeutlicht. Zunächst wird der sogenannte Präzisionsgriff, bei dem ein Objekt vorsichtig zwischen Daumen und Zeigefinger gegriffen wird, betrachtet. Dieser findet z.B. Anwendung, wenn man eine einzelne Himbeere pflücken möchte. Nachdem die Finger in Kontakt mit der Frucht sind, muss die Kraft der Finger auf die Himbeere vorsichtig soweit erhöht werden, dass das Wegziehen der Hand nicht zum Abrutschen der Finger von der Himbeere führt. Wird die Kraft jedoch zu groß, so wird die Frucht zerquetscht. Dabei ändert sich die benötigte Kraft in Abhängigkeit des Reifegrades der Himbeere und der Bindung an ihren Blütenboden.

Beim Füllen eines Glases wird dieses mit einem Kraftgriff gehalten. Die Kraft, mit der ein leeres Glas gehalten wird, muss dabei zunehmend erhöht werden, wenn das Glas gefüllt wird. Andernfalls würde es aus der Hand rutschen. Neben der Koordination der Griffkraft muss auch die Hebekraft, die aus dem Armbeugermuskel generiert wird, gleichzeitig angepasst werden um Hand und Glas an einer festen Position im Raum zu halten.

Beide Abläufe lassen sich schematisch in das in Abbildung 1.1 gezeigte Ablaufschema einordnen. Das Gehirn steuert die unterschiedlichen Muskelgruppen koordiniert an, um die gewünschte Aufgabe zu erfüllen. Die dabei gewonnenen sensorischen Informationen werden an unterschiedlichen Stellen in diesen Ablauf einbezogen. Reflexartige Vorgänge werden dabei direkt an die entsprechenden Muskeln weitergeleitet und festgestellte Fehler während der Ausführung werden von dem im Gehirn ablaufenden motorischen Programm berücksichtigt und korrigiert. Der gesamte Prozess wird dabei multimodal, also visuell, haptisch und ggf. auditiv oder mittels anderer Wahrnehmungen überprüft und mit den Erfahrungen der Bewegungsabläufe verglichen, dem sogenannten sensomotorischem Gedächtnis.



**Abbildung 1.1:** Schematischer Ablauf der sensomotorischen Koordination von Greif- und Hebekraft, nach [ST95].

Der Mensch ist im alltäglichen Kontakt mit seiner Umwelt mit diesen automatischen Abläufen so vertraut, dass erst große Abweichungen davon eine bewusste Erhöhung der Aufmerksamkeit erfordern.

Der Tastsinn kann sogar zur Substitution anderer Sinne genutzt werden. Eines der ältesten Beispiele dafür ist die im Jahr 1825 von Louis Braille entwickelte Schrift, die durch eine Kombination von Punktmustern in Form von Erhebungen in einer 2 x 3 Matrix angeordnet sind. Über die unterschiedlichen Kombinationen der Erhebungen sind in einer solchen Braille-Zelle die Buchstaben codiert. Dadurch können sehbehinderte und blinde Menschen durch Ertasten mit den Fingern lesen. Diese meist unauffälligen taktilen Markierungen finden sich beispielsweise auch auf jedem Geldschein.

Ein Beispiel einer technischen Anwendung, bei der der Kontakt mit einem Objekt offensichtlich verloren geht, ist ein Telemanipulationssystem. Dabei handelt es sich um ein Gerät, das Bewegungen eines Bedieners an einen ferngesteuerten Roboter weiterleitet. Die Arm- oder Fingerbewegungen des Bedieners werden von einem Gerät aufgenommen, was der Bedienung einer Fernsteuerung entspricht. Die daraus generierten Signale werden an einen beliebig weit entfernten Roboter übertragen, der die entsprechenden Bewegungen wiederholt. Dies ermöglicht die ferngesteuerte Manipulation von sehr schweren, gefährlichen, kleinen oder anderweitig kritisch zu behandelnden Objekten. Bei der Übertragung der Signale kann eine Anpassung der Bewegung entsprechend der Größe des Roboters erfolgen. Der Bediener hat es damit praktisch immer mit einem Objekt gleicher Größe zu tun. Um mit einem solchen Gerät sicher arbeiten zu können, ist eine Rückmeldung der Kontaktkräfte am Objekt an den Bediener erforderlich, damit diesem eine gewohnte Situation, beispielsweise ein Greifvorgang, präsentiert wird. Realisiert ist diese Rückmeldung noch heute fast ausschließlich rein visuell, weshalb die Bedienung dieser Geräte ein hohes Maß an Erfahrung erfordert.

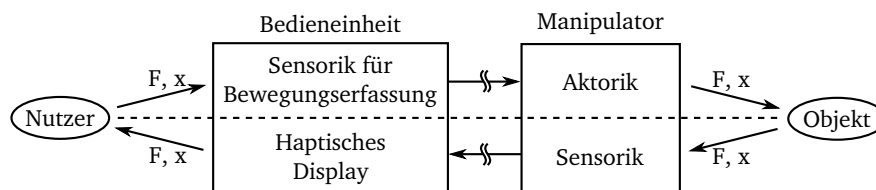
Der visuelle Sinneskanal des Menschen ist zwar dominant, doch kann dieser durch eine Überflutung von Informationen sogar zu einer Verlängerung der Verarbeitungszeit des Menschen führen. Dies ist besonders dann der Fall, wenn mehrere Bildquellen in die Tätigkeit unabdingbar eingebun-



den sind. Der stetige Wechsel des Konzentrationsfokus führt zu weiteren Verzögerungen im Ablauf der Steuerung [Kim+93].

Allein die Bearbeitungszeit liefert jedoch keine Aussage über die Qualität der ausgeführten Arbeit. So zeigen DEBUS u. a., dass die Rückmeldung lokaler Kontaktkräfte bei einem Fügevorgang zu deutlich minimierten Kräften auf die Fügeobjekte führt [Deb+02]. Gerade im Hinblick auf empfindliche Objekte ist also eine deutliche Verbesserung durch die Krafrückmeldung erzielbar. Die Implementierung einer haptischen Rückmeldung gibt dem Benutzer das Gefühl von Realität zurück, das er für eine intuitive und sichere Bedienung benötigt [DMH97; She92].

Abbildung 1.2 verdeutlicht den Informationsablauf durch die Signalübertragung, die durch entsprechende Sensoren am Manipulator wieder erfasst und an den Bediener zurückgegeben werden kann.



**Abbildung 1.2:** Kraft- und Bewegungsübertragung eines Telemanipulators mit optionalem haptischen Feedback.

Ähnliches gilt für Anwendungen im Bereich der virtuellen Realität: eine Immersion, also die Verringerung der Eigenwahrnehmung, die durch eine als real empfundene virtuelle Situation eintritt, wird erst durch die Kombination visueller, auditiver und taktiler Darstellungen realitätsnah [BF95; Bur96]. Auch für den virtuellen Kontakt mit einem Objekt sind entsprechende Kräfte auszuüben bzw. Gegenkräfte aufzubauen.

Grundsätzlich besitzt jedes bedienbare technische Gerät eine haptische Komponente. Diese kann in Form verschiedener Schalter oder Tasten, die eine unterschiedliche Größe, Form und Betätigungskraft haben können, präsent sein. Bei einigen Anwendungen geht jedoch genau dieses „Gefühl“ im Umgang oder bei der Bedienung verloren. Der Gestaltung der Mensch-Maschine-Schnittstellen kommt damit eine erhöhte Bedeutung zu. Aus der stetigen Funktionszunahme der Geräte resultieren Probleme bei der Bedienung. So kann nicht mehr jeder Funktion eine einzelne Taste zugeordnet werden, sondern es werden Menüstrukturen genutzt, die die Funktionen gruppieren und somit die Übersichtlichkeit erhöhen. Dabei ist es wesentlich, dass jede Eingabe auch sicher vollzogen wird, andernfalls führt dies schnell zu einem „Verlaufen“ innerhalb der Menüstrukturen. Bei druckempfindlichen Bildschirmen, bei denen das Betätigungsgefühl gegenüber einer Taste verloren geht, führen schon kurze Verzögerungszeiten nach einer Eingabe zur Irreführung, worauf hin die erneute Betätigung in einer ungewollten Eingabe enden kann. Ein Ansatz zur Lösung dieses Problems ist eine zusätzliche akustische Rückmeldung, die zwar die Bediensicherheit erhöht, aber hinsichtlich der Intuitivität und Bediengeschwindigkeit nicht an haptische Rückmeldungen heran reicht [KP07]. Visuelle und auditive Rückkopplungen sind vergleichsweise lange realisiert und ausgereift, die Integration haptischer Elemente ist Gegenstand vieler aktueller Forschungs- und Entwicklungsarbeiten.

Erst vor kurzer Zeit erhielten die ersten mobilen Endgeräte ein haptisches Feedback. Dazu zählen die Mobiltelefone von SAMSUNG (SCH-W420), MOTOROLA (ROKR E8) und NOKIA (S60), bei denen das komplette Gerät oder zumindest das Bedienfeld in Vibration versetzt wird. Damit wird die Eingabesicherheit deutlich erhöht [Cor08; DS08; Onl08]. Die Firma ARTIFICIAL MUSCLE, INC. (AMI) veröffentlichte ebenfalls erst vor kurzem die Aktorreihe „smartTOUCH®“, die aus dielektrischen

---

Elastomeraktoren besteht und ebenfalls in mobilen Anwendungen wie PDAs und Mobiltelefonen eingesetzt werden soll [Inc09].

Ein weiterer aktueller Trend adressiert die nicht manipulativen Aufgaben (wie Greifer), sondern die Darstellung (Nachbildung) von Oberflächenstrukturen. Es handelt sich dabei also nicht mehr um ein haptisches Display, sondern um ein rein taktilen Display. Damit können beispielsweise beim Online-Shopping im Internet unterschiedliche Materialien wie Leder oder Wolle an einem entsprechenden Gerät des Benutzers wiedergegeben werden [Asa+01]. Aber auch im Bereich des Unterhaltungssektors (Home Entertainment) werden etwa Spiele und Filme zu „Erlebniswelten“ amplifiziert [Lem+09].

Der Mensch verfügt über eine extrem empfindliche Wahrnehmung, dank der er schon kleinste Kräfte, Vibrationen und Deformationen der Haut erfassen kann. Damit ist eine Stimulation dieses Sinneskanals recht einfach. Soll jedoch eine größere Bandbreite der möglichen Wahrnehmungen stimuliert werden, erfordert dies den Einsatz extrem leistungsfähiger Aktoren. Die Miniaturisierung der Bedieneinheiten, in denen eine taktile Information dargestellt werden soll, stellt extreme Anforderungen an den Bauraum, vor allem bei mobilen Anwendungen. Es gilt also neue Aktoren und Aktortechnologien zu entwickeln, deren Leistungsfähigkeit und Anpassungsvermögen diesen Anforderungen gerecht wird. Dazu zählt vor allem die Klasse der intelligenten Materialien („smart materials“).

---

## 1.2 Aktoren mit aktiven Materialien

---

Für die zuvor genannten Anwendungen sind das für die Aktorik benötigte Volumen und die abgegebene mechanische Leistung von Bedeutung. Die Leistungsdichte der Aktoren wird damit zu einem wichtigen Eignungskriterium. Im Bereich der Robotik ist der menschliche Muskel das Vergleichsobjekt für Antriebe schlechthin, da dieser sehr leicht ist, eine hohe Dehnbarkeit und Elastizität aufweist und eine hohe Energiedichte besitzt. Die gezielte Erregbarkeit des Muskels als Reaktion auf Nervenreize führt zu einer Kontraktion, weshalb für gegenläufige Bewegungen immer Muskelpaare, bestehend aus Agonist und Antagonist, notwendig sind.

Schon um 1950 entwickelte GAYLORD einen künstlichen Muskel in Form eines pneumatischen Aktors. Dieser Zugaktor besteht im wesentlichen aus einem nachgiebigen Schlauch, der von festen Fasern umgeben ist. Bei Erhöhung des Innendrucks dehnt sich der Schlauch in radialer Richtung aus, was gleichzeitig eine Kontraktion in Längsrichtung bewirkt [CH94; Gay58]. Dieser Aktor vereint die Vorteile einer intrinsischen Dämpfung, ist robust gegen Umwelteinflüsse und zu hoher Beanspruchung, bildet die Funktionsweise menschlicher Muskeln mit Agonist und Antagonist nach und hat ein hohes Kraft-Längen- und Kraft-Gewicht-Verhältnis.

Doch auch dieser Aktor birgt einen großen Nachteil der meisten konventionellen Aktorprinzipien: entweder der Aktor, die Zuleitungen oder die Energieversorgung selbst sind groß und schwer im Verhältnis zur abgegebenen mechanischen Leistung. Gerade in Bezug auf beschleunigte oder gar fliegende Objekte ist daher die Energiedichte ein gutes Beurteilungskriterium. Muskeln sind außerdem weder reine Kraftquellen (wie ein Gleichstrommotor), noch reine Bewegungsquellen (wie ein Schrittmotor), sondern eher eine Art Federsystem, dessen spezifische Nachgiebigkeiten in großen Bereichen veränderbar sind [SRM97].

Der Einsatz „aktiver“ Materialien wie beispielsweise Formgedächtnislegierungen (Shape-Memory-Alloys, SMA), piezoelektrische Keramiken und Polymere, magnetostriktive Materialien und elektroaktive Polymere soll anwendungsspezifische Aktoren mit hoher Leistungsdichte ermöglichen.

Aktive Materialien werden üblicherweise direkt in die entsprechende Anwendung integriert. Damit werden komplexere Aufbauten, mit aufwändiger Montage und höherer Fehleranfälligkeit vermieden. Eine große Klasse dieser aktiven Materialien basiert auf Polymeren, daher kann diese Aktorklasse auch als „aktiv deformierende Polymere“ bezeichnet werden. Tabelle 1.1 zeigt die maximale Dehnung, den maximalen Druck und die auf das Gewicht bezogene Leistungsdichte einiger aktiver Materialien. Der menschliche Muskel besitzt gegenüber den piezoelektrischen Antrieben eine deutlich höhere Dehnung, kann jedoch auch nur entsprechend geringere Spannungen aufbauen. Die Energiedichte liegt in einer vergleichbaren Größenordnung. Die aktiven Materialien hingegen weisen eine dem menschlichen Muskel vergleichbare maximale Dehnung auf, können jedoch deutlich höhere Spannungen bis hin zur Größenordnung der piezoelektrischen Antriebe generieren. Die resultierende Energiedichte ist daher deutlich höher.

**Tabelle 1.1:** Vergleich ausgewählter Leistungsdaten von aktiven Materialien (nach [BC01]).

Aktorprinzip	max. Dehnung $[S_z] = \%$	max. Spannung $[\sigma] = \text{GPa}$	Energiedichte $[w] = \text{J/kg}$
menschlicher Muskel	> 40	0,35	70
piezoelektr. Keramik (PZT) <sup>a</sup>	0,2	110	13
piezoelektr. Einkristall (PZN-PT) <sup>b</sup>	1,7	131	130
piezoelektr. Polymer (PVDF) <sup>c</sup>	0,1	4,8	1,3
Formgedächtnislegierung	> 5	> 200	> 15000
Formgedächtnispolymere	100	4	2000
leitfähige Polymere	10	450	23000
Polymer-Gele	> 40	0,3	60
DEA-Acryl <sup>d</sup>	380	8,2	3400
DEA-Silikon	63	3,0	750

<sup>a</sup> PZT - Blei-Zirkonat-Titanat

<sup>b</sup> PZN-PT - Blei-Zink-Niobat-Blei-Titanat

<sup>c</sup> PVDF - Polyvinylidenfluorid

<sup>d</sup> DEA - dielektrische Elastomeraktoren

Unter Berücksichtigung des Anwendungsszenarios eines Telemanipulators aus Abbildung 1.2 werden die Anforderungen an eine taktile Schnittstelle offensichtlich. Genau wie die menschliche Sensorik und Aktorik muss das taktile Display aktiv Kräfte ausüben können und gleichzeitig über eine geeignete Sensorik verfügen, die die vom Nutzer aufgebrachte Kraft erfasst. Aktorik und Sensorik müssen dabei eine hohe örtliche Auflösung aufweisen. Das taktile Display stellt damit letztlich ein Analogon zur menschlichen Hand dar. Bei Projekten, die sich mit dem Aufbau künstlicher Hände beschäftigen, wie beispielsweise der DLR-HAND [But+01; Liu+07], wird die Leistungsfähigkeit der menschlichen Hand offensichtlich: in diesem geringen Volumen lassen sich Aktorik und Sensorik mit vergleichbarer Auflösung und gleichem Wahrnehmungs- bzw. Darstellungsbereich mit herkömmlichen Technologien bisher nicht integrieren.

Die Technologie elektroaktiver Polymere (EAP) bietet mehrere Ansätze, die das Potential für solche sensorische und aktorische Elemente aufweisen. Die wichtigsten Vertreter der EAP sind ionische Polymer-Metall-Komposite (IPMC) und dielektrische Elastomeraktoren (DEA).

Dielektrische Elastomeraktoren sind nachgiebige, leichte elektromechanische Wandler, die generell ein hohes Potential für den Einsatz in einer großen Bandbreite von mechatronischen Anwendungen besitzen. Verglichen mit anderen konventionellen Aktortechnologien liegen die Stärken dieser Aktoren in der einfachen, skalierungsunabhängigen Struktur, dem lautlosen Betrieb, hohen Dehnungen und Energiedichten sowie einer immanenten linearen Deformation [Pel+02].

---

### 1.3 Aufbau der Arbeit

---

Diese Arbeit widmet sich der Entwicklung einer Technologie zur reproduzierbaren Herstellung dielektrischer Elastomeraktoren. Basierend auf diesen Aktoren werden leichte, flexible taktile Displays aufgebaut, die sogar in mobilen Anwendungen integriert werden können. Die aus den Vorarbeiten auf diesem Gebiet erarbeiteten Erkenntnisse von JUNG MANN dienen als Basis dieser Arbeit [Jun04].

Zunächst erfolgt in Kapitel 2 eine Darstellung der haptischen Sinneswahrnehmung des Menschen, zu der die taktile Wahrnehmung gehört. Wie erwähnt, muss das taktile Display die Fähigkeiten einer Hand in etwa widerspiegeln, um einen möglichst echten Gefühlseindruck zu erzeugen. Aus den Wahrnehmungsfähigkeiten des Menschen lassen sich daher die Anforderungen an die Aktorik für ein taktiles Display ermitteln. Anschließend werden bereits realisierte taktile Displays vorgestellt, um einen Eindruck des Standes der Technik zu vermitteln und die hohen Anforderungen an die dielektrischen Elastomeraktoren zu verdeutlichen.

Die dielektrischen Elastomeraktoren in Multilayertechnologie lassen sich in das große Feld der elektroaktiven Polymere einordnen. Die unterschiedlichen Klassen aktiver Polymere und Bauformen dielektrischer Elastomeraktoren werden im dritten Kapitel vorgestellt. Weiterhin werden die Funktionsweise dieser Aktoren näher erläutert und alternative Technologien zum Bau von Stapelaktoren präsentiert.

Kapitel 4 ist dem Aufbau einer reproduzierbaren Multilayertechnologie für dielektrische Elastomeraktoren gewidmet. An Hand des dreistufigen Herstellungsprozesses werden Anforderungen an die verwendeten Materialien, den Prozess zur Herstellung und die daraus resultierenden Aktorparameter entwickelt.

Zur Verifikation der Aktorparameter ist eine sehr spezielle Messtechnik erforderlich, bei der keine konventionellen Messplätze verwendet werden können. Die Anforderungen an die Messtechnik und der Aufbau eines multifunktionalen Messplatzes für dielektrische Elastomerstapelaktoren sind in Kapitel 5 dargestellt. Mit exemplarischen Messergebnissen wird die Funktionsweise bestätigt und die Genauigkeit der Messungen bestimmt.

Aus den Aktorparametern und den messtechnisch erfassten Daten lässt sich ein Modell der Aktoren bilden. Dieses ist in ein elektrisches und ein mechanisches Modell untergliedert, die zusammen das elektromechanische Wandlungsverhalten der Aktoren in Kapitel 6 beschreiben. Wichtig sind die aus den Herstellungsparametern ableitbaren Einsatzbedingungen für die Aktoren, die aus dem Modell entwickelt und messtechnisch verifiziert werden.

Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Konzepte und Demonstratoren taktiler Displays sowie deren Charakterisierung werden in Kapitel 7 beschrieben. Dabei handelt es sich um einen Antrieb für Brailleschrift-Module, um ein vibrotaktiler Display, welches als Bedieneinheit für einen MP3-Spieler geeignet ist und um ein taktiles Display mit einer frei konfigurierbaren Oberfläche zur Darstellung beliebiger, statischer und dynamischer Oberflächeninformationen.

Abschließend erfolgt in Kapitel 8 ein Resümee über die Qualifikation der realisierten Displays und der Herstellungstechnologie. Daraus werden mögliche Stufen künftiger Weiterentwicklungen identifiziert.

---

## 2 Stimulation der haptischen Sinneswahrnehmung

---

Die Ermittlung der Anforderungen an ein System, welches den menschlichen Tastsinn stimulieren soll, ist sehr komplex und hängt stark von der tatsächlichen Anwendung ab. Grund dafür sind die außerordentlich vielfältigen Fähigkeiten des menschlichen Tastsinns, der zwar selten im Vordergrund des täglichen Lebens steht, letztlich aber eine entscheidende Rolle spielt. Die Vielfältigkeit der unterschiedlichen wahrnehmbaren Reize, die je nach Körperregion unterschiedlich hoch aufgelöst empfunden werden können, eröffnen viele Möglichkeiten der Stimulation. Aus diesem Grund wird in diesem Kapitel zunächst der Tastsinn des Menschen näher erläutert. Aspekte der Sinnesphysiologie, Anatomie, Wahrnehmungspsychologie und Psychophysik werden zielgerichtet auf das Verständnis der taktilen Wahrnehmung dargestellt. Aus diesem Verständnis heraus werden Anforderungen an taktile Systeme ermittelt.

Im zweiten Teil dieses Kapitels werden realisierte haptische Systeme mit taktiler Stimulation vorgestellt. Die große Vielfalt der dafür verwendeten Aktortechnologien zeigt auch die Vielfältigkeit der Stimulationsmöglichkeiten und dies für die unterschiedlichsten Anwendungen. Der Fokus ist auf taktile Displays und die verwendeten Aktortechnologien gerichtet. Dieser Vergleich zeigt plastisch die Vorteile der aktiven Materialien.

---

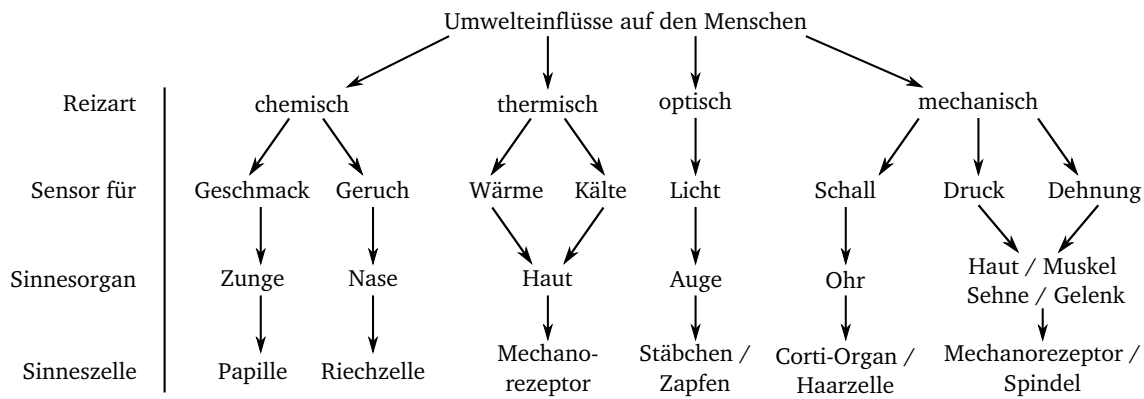
### 2.1 Sinneswahrnehmung des Menschen

---

Der Mensch besitzt die Fähigkeit, über seine Sinnesorgane Informationen aus seiner Umwelt wahrzunehmen und zu verarbeiten. Dabei nimmt er etwa  $10^9$  bit/s an Informationen auf, doch wird davon nur ein sehr kleiner Teil (etwa  $10^2$  bit/s) bewusst wahrgenommen [SD07]. Auch wenn man mit dieser errechneten Informationsmenge nicht viel anfangen kann, wird ersichtlich, dass der Mensch die Mehrzahl der aufgenommenen Informationen unbewusst wahrnimmt. Diese werden meist in physiologischen „Regelungsprozessen“ verarbeitet, die etwa die Muskelbewegungsabläufe beim Gehen oder mit Informationen des arteriellen Blutdrucks das Herz-Kreislauf-System steuern.

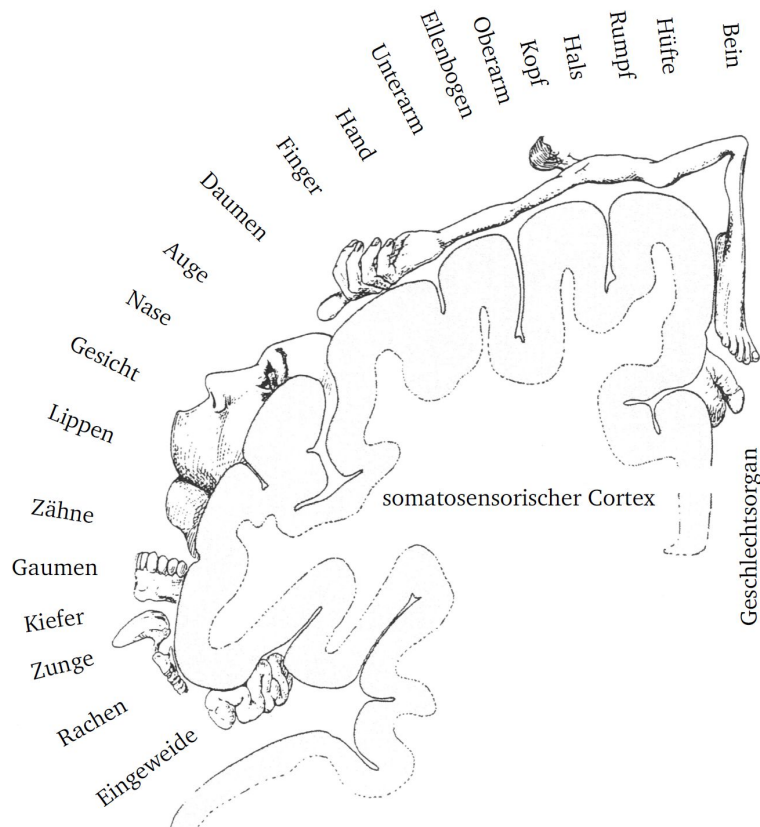
Neben der klassischen Darstellung der fünf Sinne des Menschen (Sehen, Hören, Riechen, Schmecken, Fühlen) wird in der Sinnesphysiologie die Aufnahme externer Reize hinsichtlich der menschlichen Sensorsysteme klassifiziert. So werden chemische, optische, thermische, mechanische und Schmerz-Sensoren unterschieden. Die Schmerzsensoren (Nozizeptoren) gibt es für alle Klassen an Sensoren, sie bilden damit eine übergeordnete Gruppe, die eine Sensorik zur Erkennung von Schäden besitzt. Abbildung 2.1 zeigt Merkmale, die für die jeweiligen Reize wahrgenommen werden können sowie die zugehörigen Sinnesorgane des Menschen. Jedem Sinnesorgan lassen sich wiederum Sinneszellen (Rezeptoren oder Sensoren) zuordnen, die für die physikalische Aufnahme der jeweiligen Reize verantwortlich sind.

Die Interpretation der aufgenommenen Reize erfolgt im Großhirn (*zerebraler Cortex*) des Menschen. Dieses ist in funktionale Hirnareale unterteilt, in denen die jeweiligen Informationen verarbeitet werden. Entsprechend der funktionellen Bedeutung sind diese unterschiedlich groß. Für das *somatosensorische* System, das für die Aufnahme und Lokalisierung taktiler Reize (Oberflächen-sensibilität) zuständig ist, wurde dies schon 1950 in einen sensorischen Humunculus abgebildet (Abbildung 2.2) [GRH02]. Hier sind besonders die Hautregionen von Hand und Finger sowie des Mundes und der Zunge entsprechend ihrer Bedeutung überproportional abgebildet. Dieses



**Abbildung 2.1:** Gliederung der Sinneswahrnehmung des Menschen.

zerebrale Areal ermöglicht dem Menschen seine umfangreiche haptische Wahrnehmung, durch welche die Wirkung der Reize auf die Körperoberfläche und die Beschaffenheit von Gegenständen aufgenommen wird.

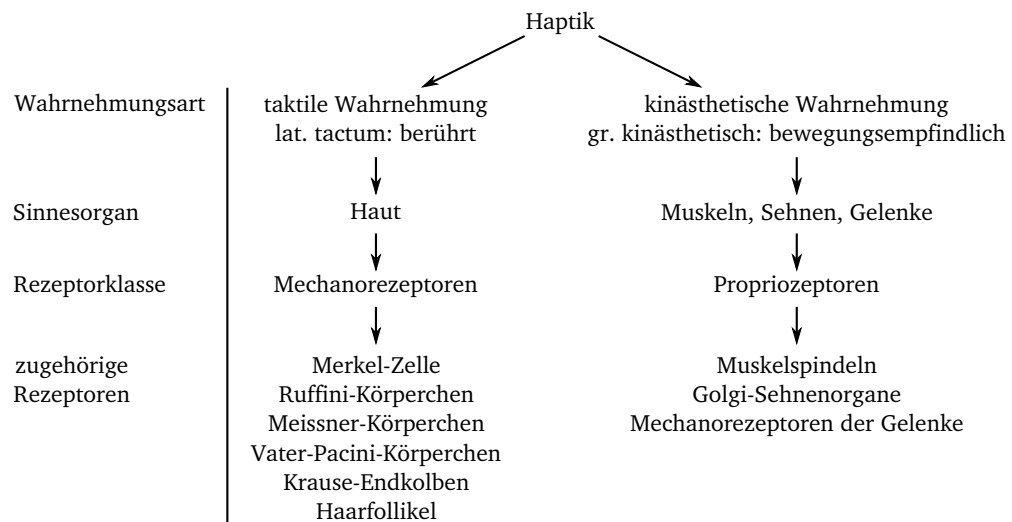


**Abbildung 2.2:** Somatosensorischer Cortex mit darauf projiziertem sensorischen Humunculus, [GRH02].

Die Fähigkeit, Objekte durch Ertasten und Erfühlen in Größe, Gewicht, Form, Oberflächenbeschaffenheit und Material zu beurteilen, wird *Stereognosie* genannt. Die Wissenschaft, die sich mit der Funktion der Sinneswahrnehmung „Fühlen“ beschäftigt, wird als *Haptik* bezeichnet. Hierbei können grundlegend die taktile und kinästhetische Wahrnehmung unterschieden werden. Taktile Reize werden von der Haut über die Mechanorezeptoren aufgenommen. Bei der kinästhetischen Wahrnehmung, mit der die Stellung und Bewegung von Extremitäten beurteilt wird, werden die In-



formationen aus den Muskelspindeln, Golgi-Sehnenorganen und den Rezeptoren der Gelenke aufgenommen. Eine Präzisierung in aktive kinästhetische, bzw. passive taktile Wahrnehmung ist zwar häufig gebräuchlich, jedoch irreführend, da beide Wahrnehmungen grundsätzlich gleichzeitig vorhanden sind und einander beeinflussen. So kann beispielsweise durch eine Relativbewegung eines fühlenden Fingers dessen Auflösung der taktilen Sensorik erhöht werden [Led91]. Die Unterschiede der haptischen Wahrnehmung sind in Abbildung 2.3 zusammengefasst.



**Abbildung 2.3:** Haptik als Überbegriff für taktile und kinästhetische Wahrnehmung.

## 2.1.1 Sinnesphysiologie, Wahrnehmungspsychologie und Psychophysik

Die Sinnesphysiologie befasst sich mit der Verarbeitung der vielfältigen physikalischen und chemischen Umwelteinflüsse, denen der menschliche Organismus ausgesetzt ist. Sie hat dabei sowohl eine objektive als auch eine subjektive Dimension. Als Sinnesreize werden die Umwelteinflüsse bezeichnet, die die Sinnesorgane beeinflussen. Die Reize erzeugen in den reizempfindlichen Zellen, den Sensoren (oder Rezeptoren) des Menschen, Potentialänderungen. Diese erregen afferente sensorische Nervenfasern, die den Reiz in das sensorische Gehirnzentrum weiter leiten, wo er letztlich verarbeitet werden kann. Durch Sinnesreize ausgelöste Potentialänderungen, Nervenfasernerregungen und die Verarbeitung dieser Informationen in den sensorischen Gehirnarealen werden in der objektiven Sinnesphysiologie beschrieben.

Ergänzt wird diese durch die subjektive Dimension der Sinnesphysiologie, welche auch als Wahrnehmungspsychologie bezeichnet wird. Das Bewusstsein des Menschen ist durch seine eigene und an ihn weitergegebene Erfahrung, Vernunft und Persönlichkeit geprägt. Jeder Sinnesreiz induziert einen subjektiven Sinneseindruck oder eine Empfindung. Wenn einer Sinnesempfindung eine Bedeutung zugemessen wird, wird diese in Erfahrenes und Erlerntes eingeordnet, somit wird aus der Empfindung eine Wahrnehmung.

Wahrnehmung ist also ein höchst komplexer Vorgang, der das menschliche Verhalten zwar nur in geringem Maße bewusst, jedoch entscheidend beeinflusst. Die Zusammenhänge zwischen physiologischen, zerebralen Vorgängen und dem Bewusstsein sind vielfältig.

In der Haptik ist auch die Psychophysik von großer Bedeutung. Durch den Physiker und Philosophen Gustav Theodor Fechner wurde dieser Begriff 1960 erstmals beschrieben, dessen wissenschaftliche Erkenntnisse auf den Ergebnissen des Anatomen und Physiologen Ernst Heinrich

---

Weber beruhen. Die Psychophysik des Tastsinns stellt die mathematisch formulierbaren Kovariationen zwischen physikalisch messbaren Reizen und der subjektiven Wahrnehmung dar und gibt somit einen Zusammenhang zwischen physikalischen/physiologischen und psychischen Beziehungen wieder. Die psychophysische Analyse des Tastsinns beschreibt, vergleicht und erkennt Reize, indem sie die unterschiedlichen Qualitäten der Rezeptoren (Druck, Berührung und Vibration) charakterisiert. Des Weiteren beinhaltet sie die Schwellen für die Wahrnehmung sowie die Abhängigkeit der subjektiven Empfindungsintensität von der Reizstärke.

---

## Sinnesmodalitäten

---

Jeder Sinn des Menschen hat seinen Ursprung in einem Sinnesorgan: Auge, Ohr, Nase, Zunge, Haut, Gleichgewichtssystem, Schmerzzentrum, Muskeln und Sehnen. Diese ermöglichen dem Menschen das Sehen, Hören, Riechen, Schmecken und Fühlen sowie Schmerz, Wärme und Kälte zu empfinden. All diese von einem Sinnesorgan vermittelten Informationen werden *Sinnesmodalitäten* genannt.

Das Gesetz der spezifischen Sinnesenergien von J.P. MÜLLER besagt, dass die von einem Sinnesorgan vermittelte Empfindung (Sinnesmodalität) nicht durch den Sinnesreiz, sondern durch das Sinnesorgan bestimmt wird. Jeder Sinnesreiz kann unterschiedliche Eigenschaften besitzen. So sieht der Mensch unterschiedliche Farben, kann unterschiedliche Düfte erkennen, hört verschiedene Töne und ertastet Gegenstände mit differenter Beschaffenheit in Oberfläche, Form und Material. Diese Reizeigenschaften werden als Sinnesqualität einer Sinnesmodalität bezeichnet. Die Differenzierung der Sinnesqualitäten erfolgt bei Über- oder Unterschreiten der zugehörigen Schwellwerte, den Qualitätsschwellen. Die evolutionäre Entwicklung der Sinnesorgane ermöglicht die Wahrnehmung von spezifischen biophysikalischen oder biochemischen Sinnesreizen mit einer besonders hohen Empfindlichkeit. Der Schwellwert, bei dem durch minimale Energiezufuhr das entsprechende Sinnesorgan erregt wird, wird *adäquater Reiz* genannt. Die spezifische Reizempfindlichkeit des adäquaten Reizes wird durch die unterschiedlichen Membraneigenschaften des jeweiligen Sensors (Sinnesrezeptors) kodiert, worauf in Kapitel 2.1.2 eingegangen wird. Wie in der Einleitung dieses Kapitels erwähnt, resultiert nicht jede Information eines Sinnesorgans, bzw. dessen Rezeptors, in einer bewussten Empfindung. Vielmehr dienen diese Informationen auf unterschiedliche Arten und Weisen unterbewusst ablaufenden physiologischen Regulationsprozessen des menschlichen Körpers.

---

## Rezeptoren / Sensoren

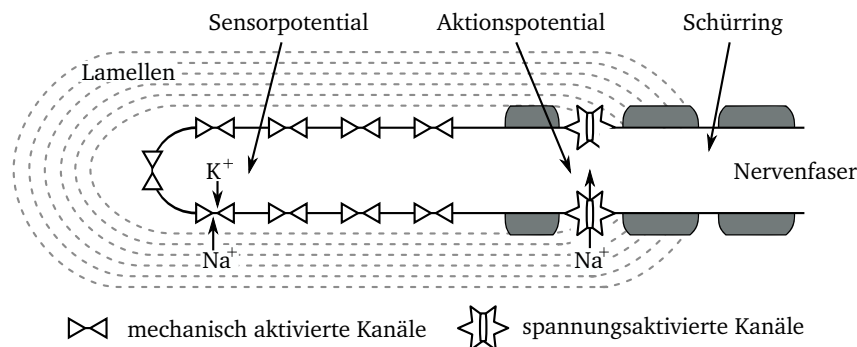
---

Die Sinnesorgane sind mit ihren Zellen für die Wahrnehmung unterschiedlicher physikalischer, mechanischer, thermischer und chemischer Reize ausgestattet. Der Reizempfang bzw. die Reizaufnahme des Sinnesreizes in den Sinnesorganen erfolgt durch spezialisierte Zellen. Diese Sinneszellen oder Zellmembranbereiche werden *Rezeptoren* (bzw. Sensoren) genannt. Die Rezeptorzelle ist die kleinste Einheit des Sinnesprozesses der Haptik.

Die Reizung eines Sensors führt zu lokalen Änderungen des Membran- oder Sensorpotentials, indem sich Membrankanäle öffnen und Ionenströme entstehen. Bei Mechanorezeptoren bewirkt eine mechanische Verformung beispielsweise die Kanalöffnung, bzw. -vergrößerung, die zu einer Depolarisation führen. Die Transformation des Reizes in eine Sensorpotentialänderung wird als *Transduktion* bezeichnet. Das Sensorpotential wird in den zugehörigen neuronalen Afferenzen der Sensoren in Aktionspotentiale umkodiert und von dort an das Zentralnervensystem fortgeleitet. Dieser Teil des sensorischen Prozesses wird als Transformation bezeichnet.



Am Beispiel des Vater-Pacini-Körperchens, das in Abbildung 2.4 schematisch dargestellt ist, wird der Verlauf der Potentialänderung nach einem Reiz näher erläutert. Bei diesem Sensor handelt es sich um einen Mechanorezeptor zur Erfassung von Vibrationen. Er besteht aus dem marklosen Ende einer Nervenfaser, das von mehreren Lamellen schalenartig umgeben ist.



**Abbildung 2.4:** Transduktion und Transformation am mechanisch erregten Vater-Pacini-Körperchen, nach [ST95].

Als Arbeitsbereich der Rezeptoren wird der zwischen Erregungsschwelle (minimal erforderliche Reizstärke) und dem maximalen Reiz, ab dem keine weitere Erhöhung des Sensorpotentials erreichbar ist, liegende Bereich definiert. Das Sensorpotential wird in Ruhe- und Aktionspotential unterschieden:

- Ruhepotential

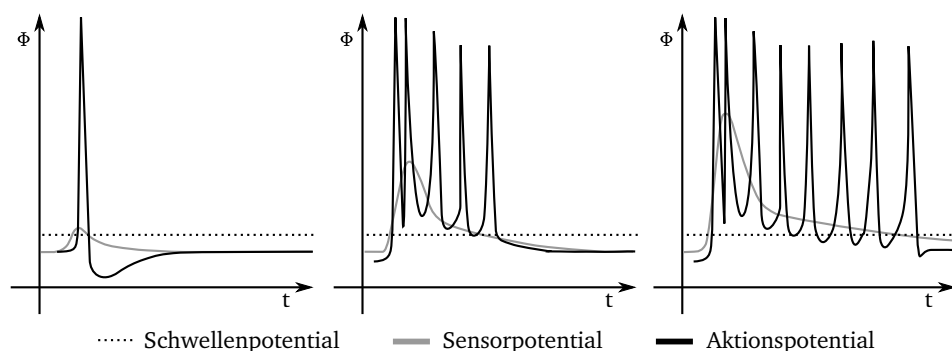
An der Membran lebender Zellen ist eine elektrische Potentialdifferenz messbar, das Ruhepotential. Je nach Zelltyp variiert es zwischen  $-50\text{ mV}$  und  $-100\text{ mV}$ . Hervorgerufen wird dies durch eine ungleiche Ionenverteilung im intra- und extrazellulären Raum der Zelle. Durch aktiven Transport werden permanent Natriumionen aus der Zelle und Kaliumionen in die Zelle gepumpt, also entgegen der in Abbildung 2.4 gezeigten Flussrichtungen für den erregten Zustand. Dadurch ist intrazellulär die Kaliumkonzentration 35-mal höher und die Natriumkonzentration 20-mal niedriger als extrazellulär. Im Ruhezustand können Natriumionen nur in geringer Zahl durch die Membran diffundieren, da die Leitfähigkeit klein ist und somit keine passive Rückdiffusion stattfinden kann. Wie oben beschrieben ist die Membran für Kalium gut durchlässig, so dass aufgrund des Konzentrationsgefälles eine Diffusion stattfindet. Es kommt zur Ladungsverzerrung, dem Diffusionspotential, welches so lange ansteigt, bis durch das steigende Potential kein Kaliumausstrom mehr stattfindet. Das Potential treibt die negativen, für die Membran gut permeablen Chloridionen entgegen seinem chemischen Gradienten aus der Zelle. Die Diffusion von Kalium wirkt zunehmend der von Chlorid entgegen. Beides beruht auf den chemischen Gradienten. Es kommt zum Gleichgewichtspotential, wenn die Kaliumauswärtsdiffusion durch den chemischen Gradienten gleich der zurücktreibenden Kraft durch den elektrischen Gradienten ist.

- Aktionspotential

Wird eine Sinneszelle durch einen adäquaten Reiz erregt, kommt es zum Aktionspotential. Der Reiz bewirkt eine Depolarisation, indem sich die mechanisch aktivierten Kanäle öffnen und einen Natriumionenstrom aus dem extrazellulären Raum in die Nervenfaser ermöglichen. Gleichzeitig strömen Kaliumionen aus der Nervenfaser heraus, wie in Abbildung 2.4 gezeigt. Die Amplitude des Sensorpotentials ist proportional zum Reiz: je stärker die Dehnung der Membran ist, desto mehr Ionenkanäle werden geöffnet. Das Ruhepotential wird dadurch in Richtung  $0\text{ mV}$  verringert. Wird dabei das Schwellenpotential erreicht, öffnen sich die spannungsaktivierten Natriumkanäle. Dadurch steigt die Natriumleitfähigkeit rapide

an, wodurch das Sensorpotential zusammenbricht. In dieser Depolarisationsphase erreicht das Potential positive Werte. Nach weniger als 0,1 ms sinkt die Natriumleitfähigkeit und die Kaliumleitfähigkeit steigt wieder, das Ruhepotential wird wieder hergestellt (Repolarisationsphase).

Die Amplitude des Sensorpotentials bestimmt die Depolarisationsgeschwindigkeit und die Aktionspotentialfrequenz. Ist das Sensorpotential nach Auslösen eines Aktionspotentials noch oberhalb des Schwellpotentials von 15 – 20 mV, wird ein weiteres Aktionspotential ausgelöst. In Abbildung 2.5 sind drei Beispiele für Sensorpotentiale und resultierende Aktionspotentialsequenzen skizziert. Die Reizstärke ist damit in der Frequenz (Anzahl der Aktionspotentiale) und nicht mehr in der Amplitude kodiert. Die *Transformation* der Signale erfolgt an den spannungsaktivierten Kanälen, die sich beim Vater-Pacini-Körperchen am ersten Schüring befinden. Diese sensorinterne Amplituden-Frequenzwandlung ermöglicht eine störsichere Übertragung durch den Körper.



**Abbildung 2.5:** Beispielhafte Aktionspotentialverläufe für unterschiedliche Sensorpotentialverläufe, nach [ST95].

Sensoren werden nach ihrem zeitabhängigen Antwortverhalten charakterisiert. Dieses ist grundsätzlich unterschiedlich, bedingt durch Unterschiede im Transformationsprozess der Afferenzen und dem jeweiligen Aufbau der Sensoren, worauf in der Beschreibung des anatomischen Aufbaus im folgenden Kapitel näher eingegangen wird. Grundsätzlich werden folgende Antwortverhalten unterschieden:

- geschwindigkeitsabhängiges Antwortverhalten  
Reagiert ein Sensor überproportional auf einen sich rasch ändernden Reiz, reagiert er also auf die Geschwindigkeit der Reizänderung, so wird das Antwortverhalten als dynamisches oder differentielles Antwortverhalten bezeichnet.
- proportionales Antwortverhalten  
Sensoren, deren Aktionspotential weitgehend unabhängig von der Reizänderungsgeschwindigkeit sind, werden mit tonischem oder proportionalem Antwortverhalten bezeichnet. Bei langanhaltenden Reizen nimmt die proportionale Antwort bei den meisten dieser Sensoren langsam ab, dieser Prozess wird als *Adaptation* bezeichnet.
- proportional-differentielles Antwortverhalten  
Sensoren mit dieser Antwortcharakteristik vermitteln sowohl eine Information über die Reizgröße (proportional), aber auch über die Geschwindigkeit der Reizänderung (differentiell) in Form von höheren Impulsraten.

---

## 2.1.2 Haut als Sinnesorgan

---

Die Haut stellt die äußere Begrenzung des Menschen zu seiner Umwelt dar. Mit einer Oberfläche von  $1,5 - 2 \text{ m}^2$  und einem Gewicht von mehr als 3 kg ist sie das größte sensorische Organ. Die Reize werden von einer Reihe von unterschiedlichen, reizempfindlichen Zellen wahrgenommen. Diese Rezeptoren sind an unterschiedlichen Stellen in der Haut verankert.

Durch eine hohe Elastizität, Verformbarkeit und Zugfestigkeit bietet die Haut einen Schutz vor mechanischen Einwirkungen. Die Hautstärke in Kombination mit einem Talgschutzfilm sorgt dafür, dass chemische Agenzien schlechter eindringen können. Der pH-Wert von 5,7 bildet eine Pufferkapazität (Säureschutzmantel) [MM95].

---

### Anatomischer Aufbau der Haut

---

Das äußerliche Erscheinungsbild der Haut ist durch Furchen, Falten sowie Leisten (unbehaarte Haut) und Felder (restliche Haut) gekennzeichnet. Die unbehaarte Haut in den Handflächen und an den Fußsohlen hat einen etwas anderen Aufbau als die behaarte Haut.

Abbildung 2.6 zeigt einen Querschnitt durch beide Hauttypen. Der Aufbau der Hautschichten und die Lage der Mechanorezeptoren ist zu erkennen. Die Haut (*Cutis*) besteht aus zwei wichtigen Schichten, der *Epidermis* (Oberhaut) und der *Dermis* (*Corium* oder Lederhaut). Darunter befindet sich die *Subcutis* (das Unterhautbindegewebe) mit Nerven und Gefäßen. Die einzelnen Hautschichten sind im Folgenden näher beschrieben [MM95; ST95]:

#### Epidermis

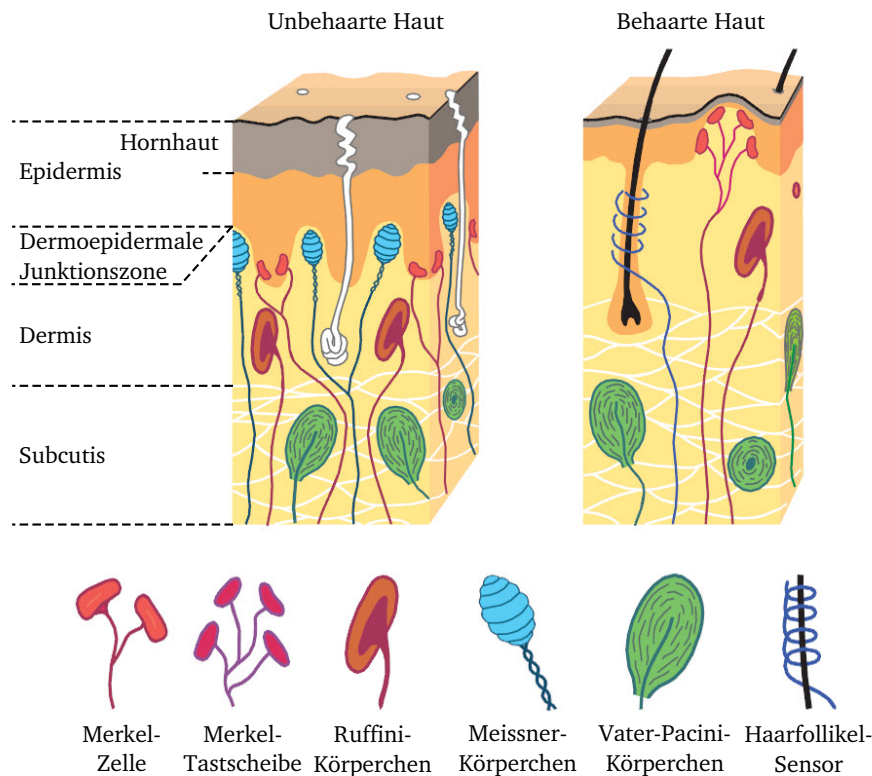
Die äußerste Hautschicht ist die Epidermis. Sie misst je nach Geschlecht und Gewicht  $30 - 300 \text{ }\mu\text{m}$  (durchschnittlich ca.  $50 \text{ }\mu\text{m}$ ). Ihre Hauptzellen sind die Keratinozyten (Hornhautzellen), die die äußerste Schicht bilden. In sehr geringer Anzahl befinden sich Merkel-Zellen, Melanozyten, Langerhanssche Zellen, Lymphozyten und Nervenzellen in dieser Hautschicht. Da sich in dieser Hautschicht keine Gefäße befinden, findet die Versorgung durch Diffusion aus der unteren Hautschicht statt. Die Epidermis selbst unterteilt sich in mehrere Schichten: *Stratum corneum*, *Stratum lucidum*, *Stratum granulosum*, *Stratum germinativum*, welches nochmal in *Stratum spinosum* und *basale* unterteilt ist. Das *Stratum germinativum* stellt die Keimschicht dar, aus der der ständige Zellersatz erfolgt. Die Turn-over-Zeit beträgt 4 Wochen, nach dieser Zeit ist ein kompletter Austausch der Epidermis erfolgt.

#### Dermoepidermale Junctionszone

Die Basallamina (Basalmembranen) sind ubiquitäre<sup>1</sup> extrazelluläre Matrixstrukturen, die unterschiedliche Gewebe trennen und einen vielfältigen Aufgabenbereich haben. Sie kontrollieren den Austausch von Zellen und Molekülen zwischen den verschiedenen Geweben. Die Basallamina befindet sich an der unteren Schicht der Epidermis (*Stratum basale*) und sitzt auf der Dermis auf. Diese dehnbare, wellenförmige dünne Lammelle sorgt für die Verbindung (den Halt) der beiden Hautschichten und ist damit selbst keine Schicht im eigentlichen Sinne.

---

<sup>1</sup> überall verbreitet



**Abbildung 2.6:** Aufbau der Haut und Lage der Mechanorezeptoren in den unterschiedlichen Hautschichten, nach [ST95].

## Dermis

Als Dermis (oder Corium) wird die aus filzig miteinander verbundenen kollagenen Fasern sowie netzartig verzweigten elastischen Fasern aufgebaute Hautschicht bezeichnet. In dieser Hautschicht befinden sich die meisten Mechanorezeptoren. Die Dermis besteht aus dem Stratum papillare und reticulare und ist abhängig von der Körperregion zwischen 500  $\mu\text{m}$  und 1500  $\mu\text{m}$  dick.

## Subcutis

Die Subcutis (Unterhaut) ist ein Fettgewebe in dem Nerven, Blutgefäße und Bindegewebsstränge verlaufen und das Faszien, Sehnen und Knochen bedeckt. Die Dicke der Unterhaut beträgt 0,5 – 30 mm, in geschlechtsspezifischen Regionen wird hier Fett angelagert.

---

## Mechanorezeptoren des Tastsinnes

---

In der Haut ist eine Vielzahl unterschiedlicher Sinneszellen für die Detektion mechanischer und thermischer Reize lokalisiert. Unterschiedliches Adaptationsverhalten definiert die sensorischen Eigenschaften der einzelnen Rezeptoren. Die Sensordichte bestimmt die Empfindlichkeit der Haut, sie beträgt 10 – 100 / $\text{cm}^2$ . Bei einer Gesamtfläche der Haut von ca. 2  $\text{m}^2$  ergibt das im Mittel etwa 1 Millionen Sensoren. Während die Mechanorezeptoren der Wahrnehmung von Druck und Berührung dienen, erlauben die Thermorezeptoren das Empfinden von Wärme oder Kälte und die Nozizeptoren die Schmerzwahrnehmung. Die unterschiedlichen Sensoren liefern verschiedene Informationen, deren Gesamtheit erst eine Beurteilung eines ertasteten Objektes auf der Haut hinsichtlich Form, Größe, Material, Bewegung und Beschaffenheit erlaubt.

---

Analog dem Antwortverhalten der Aktionspotentiale werden die Sensoren in der Kodierung der Reizeigenschaft, also in Reizamplitude, -geschwindigkeit und -beschleunigung, unterschieden.

Um eine Information über die Amplitude des Reizes, also der Intensität der Hautdeformation, statisch aufnehmen zu können, ist ein sehr geringes Adaptationsverhalten notwendig. Diese Sensoren werden daher als langsam adaptierende (slowly adapting) SA-Rezeptoren bezeichnet. Die Frequenz der Aktionspotentiale ist proportional der Reizintensität, es werden aber auch Informationen über die Reizdauer vermittelt. Je nach Richtung der Reizeinwirkung werden sie in SA-I (senkrecht zur Hautoberfläche) und SA-II-Sensoren (Dehnungen durch Querbewegung) unterteilt.

Schnell adaptierende (rapidly adapting) RA-Rezeptoren kodieren über die Frequenz des Aktionspotentials die Geschwindigkeit der Reizbewegung. Bei Dauerreizen erfolgt die Adaptation innerhalb von 50 – 500 ms. Zu den RA-Sensoren gehören auch die Haarfollikel der behaarten Haut.

Vater-Pacini-Sensoren (pacinian corpuscle, PC-Sensoren) erzeugen nur dann ein Aktionspotential, wenn bei der mechanischen Deformation der Haut eine Beschleunigung auftritt. Bei einer sinusförmigen Reizung der Haut werden im Abstand der Periodendauer Aktionspotentiale ausgelöst. Die erforderliche Amplitude der Deformation für ein Sensorsignal nimmt bei steigender Anregung bis zu einer Frequenz von etwa 200 Hz stark ab, darüber wieder zu.

Zu den Mechanorezeptoren der Haut zählen Meissner-Körperchen, Merkel-Zelle, Vater-Pacini-Körperchen, Ruffini-Körperchen, Krause-Körperchen und Haarfollikel. Die Lage der Sensoren in der Haut ist ebenfalls in Abbildung 2.6 zu sehen, die spezifischen Eigenschaften der einzelnen Sensortypen sind im Folgenden näher erläutert [Joh01; VJ84; YP02]:

### **Merkel-Zelle (Menisci tactus)**

Die Merkel-Zelle ist ein SA-I Sensor in der unbehaarten Haut. Diese Zellen befinden sich in der Nähe der Basallamina in der Epidermis. Sie besitzen keine Kapsel und sind vermehrt an Fingerbeeren und Zehenballen zu finden. In der behaarten Haut lagern sich die Merkel-Zellen zu so genannten Merkel-Tastscheiben zusammen. Es sind spezialisierte Epidermiszellen mit kleinen, scharf begrenzten rezeptiven Feldern und somit einer hohen Ortsauflösung.

### **Ruffini-Körperchen**

Die Ruffini-Körperchen sind Sensoren vom Typ SA-II und befinden sich in der Dermis und Subcutis der behaarten und unbehaarten Haut. Sie sind aus lang gestreckten, 0,25 – 1,5 mm langen Geflechten markloser Nervenfasern zusammengesetzt und von einer Bindegewebskapsel umgeben. Dehnung von Gewebe bzw. die mit einer Dehnung einhergehenden Scherkräfte lösen das Aktionspotential der Ruffini-Körperchen aus. Durch ihre verhältnismäßig großen rezeptiven Felder ist das Auflösungsvermögen nur sehr gering.

### **Meissner-Körperchen (Corpuscula tactus)**

Meissner-Körperchen gehören zu den RA-Sensoren. Diese Rezeptoren liegen in der unbehaarten Haut unter der Epidermis in den Papillen der Dermis und sind lang-ovale zapfenförmige Tastkörperchen. Besonders zahlreich kommen sie an den Finger- und Zehenspitzen vor. Die kleinen rezeptiven Felder erlauben die Differenzierung nah beieinander liegender Reize.

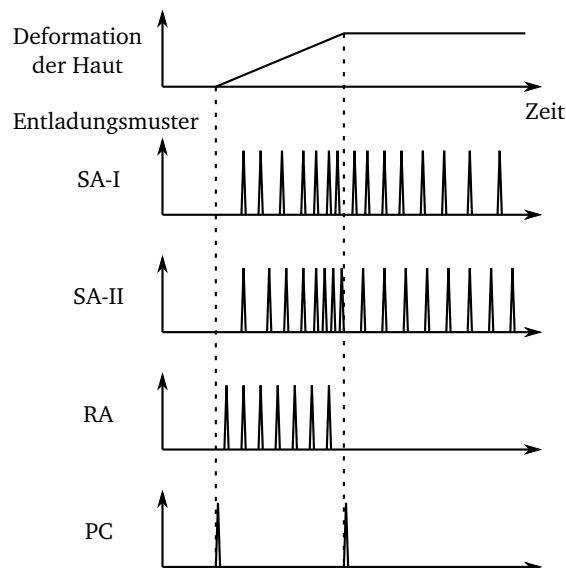
### Vater-Pacini-Körperchen (Corpuscula lamellosa)

Das Vater-Pacini-Körperchen ist ein sehr schnell adaptierender Beschleunigungs- und Vibrations-sensor (PC-Rezeptor). Der zwiebelschalenartige Aufbau mit 40 – 60 Lamellen dieses Rezeptors wirkt als mechanischer Hochpass, der gegen statische Drücke sehr gut abschirmt. Sie sind die größten Lamellenkörperchen unter den nervösen Endorganen der Haut. Die Vater-Pacini-Körperchen finden sich in der Subcutis sowie an den großen Sehnenplatten. Sie sind nicht nur Druck- bzw. Dehnungsrezeptoren, sondern vor allem auch Rezeptoren für selbst kleinste Vibrationen und Erschütterungen. Das räumliche Auflösungsvermögen dieser Rezeptoren liegt im Bereich einiger mm.

### Krause-Körperchen (Corpuscula bulboidea)

Das kolbenartige Krause-Körperchen (Krause-Endkolben) stellt eine kleinere Variante des Vater-Pacini-Körperchens dar. Es ist also ebenfalls ein PC-Rezeptor, der allerdings in der Dermis lokalisiert ist. Neben der Funktion als Beschleunigungssensor reagiert dieser Rezeptor auf Temperaturveränderungen - aufgrund der Lage im oberen Teil der Lederhaut reagiert er auf Kältereize. Krausekörperchen sind vor allem in der Mund- und Zungenschleimhaut befindlich.

In Abbildung 2.7 ist das Antwortverhalten der ersten vier wichtigsten Mechanorezeptoren auf einen Reiz zusammenfassend dargestellt. Für das Krause-Körperchen konnte noch kein Entladungsmuster aufgezeichnet werden.



**Abbildung 2.7:** Entladungsmuster der Mechanorezeptoren der Haut bei Stimulation durch Deformation der Haut, nach [ST95].

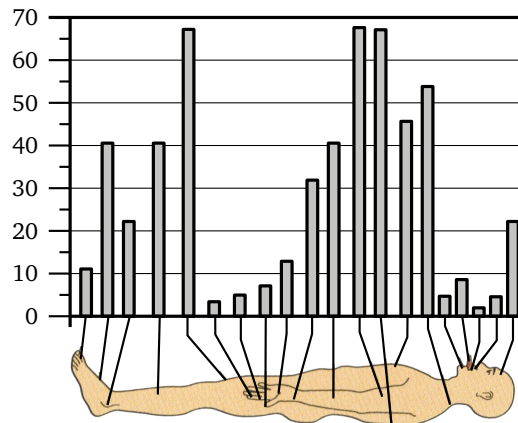
#### 2.1.3 Kenngrößen taktiler Wahrnehmung

Mit dem Verständnis des Aufbaus und der Funktionsweise des menschlichen Tastsinnes lassen sich die Anforderungen an ein Gerät, welches diese Wahrnehmung stimulieren soll, definieren. Diese



müssen an das Auflösungsvermögen des Tastsinns angepasst sein, das von der *Innervationsdichte* und den rezeptiven Feldern bestimmt wird.

Das räumliche Auflösungsvermögen wird durch die Anzahl der afferenten Fasern pro Quadrat-zentimeter eines Hautareals bestimmt, die als *Innervationsdichte* bezeichnet wird. Messbar ist diese durch die *Zweipunktschwelle*, die auch als simultane Raumschwelle bezeichnet wird. Sie gibt den Abstand zwischen zwei Reizpunkten auf der Hautoberfläche an, die gerade noch als zwei getrennte Punkte wahrgenommen werden können. Die Zweipunktschwelle variiert je nach Körperregion zwischen 1 mm und 70 mm. Abbildung 2.8 zeigt die Zweipunktschwelle für unterschiedliche Bereiche des menschlichen Körpers.

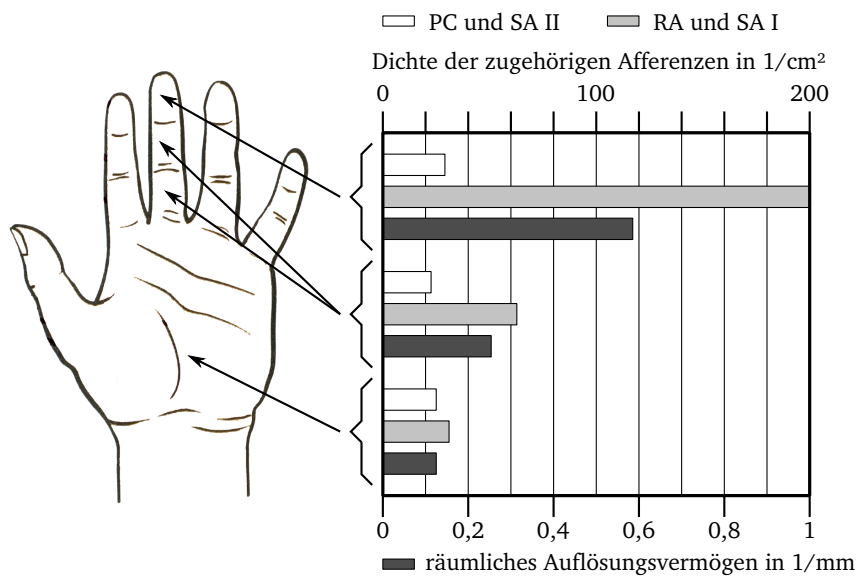


**Abbildung 2.8:** Zweipunktschwelle in unterschiedlichen Körperregionen, nach [ST95].

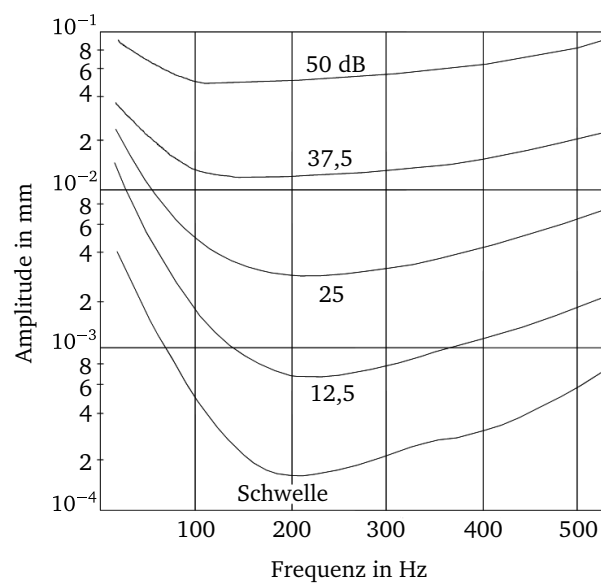
Wie zu Beginn des Kapitels gezeigt, nimmt das Hirnareal für die Auswertung der sensorisch spezialisierten Hautregionen Hand und Mund, die auch das größte Auflösungsvermögen aufweisen, ein entsprechend großes Areal ein. Damit ist die Leistungsfähigkeit dieser Sinnesflächen des Tastsinns der Erkennungsfunktion und somit der praktischen Bedeutung angepasst. Dies spiegelt sich auch in der hohen Anzahl der Afferenzen in der Hand wieder. Dass auch innerhalb der Hand eine extrem unterschiedliche Innervationsdichte vorherrscht, ist in Abbildung 2.9 zu sehen. Die Dichte der Afferenzen der RA- und SA-I-Sensoren ist proportional zum Auflösungsvermögen. Bei den SA-II und PC-Rezeptoren lässt sich kein Zusammenhang zwischen Innervationsdichte und Auflösungsvermögen darstellen.

Das rezeptive Feld einer Sensorzelle ist der räumliche Bereich, in dem durch einen physikalischen Reiz die elektrische Aktivität des Sensors beeinflusst wird. Somit ist das rezeptive Feld in der Haut ein Areal, in dem die afferenten Fasern der Mechanorezeptoren durch eine bestimmte Reizintensität erregt werden. Je nach Sensortyp wird von einer afferenten Faser eine unterschiedliche Anzahl von Sensorzellen miteinander verbunden. Dabei sind die Felder der RA- und SA-I-Sensoren am kleinsten, sie erlauben die höchste Auflösung. Die wichtigsten Kenndaten für die unterschiedlichen Rezeptoren sind in Tabelle 2.1 zusammengefasst.

Die Anzahl von Studien, die sich mit der Erfassung von Schwellwerten, Wahrnehmungsvermögen und dem räumlichen Auflösungsvermögen des Menschen beschäftigen, ist sehr hoch. Somit gibt es auch keine festen Werte, die für die einzelnen Eigenschaften der Wahrnehmung im Allgemeinen und des Tastsinns im speziellen gelten. Vielmehr handelt es sich um einen Bereich von Werten, die unter den jeweils unterschiedlichen Randbedingungen und Versuchsvoraussetzungen zu leicht abweichenden Ergebnissen führen. So stammt eine der ersten Veröffentlichungen über die Wahrnehmung von Schwingungen in Abhängigkeit der Reizfrequenz von HUGONY aus dem Jahre 1935 [Hug35]. Der qualitative Verlauf dieser Wahrnehmungsschwelle (Abbildung 2.10) sowie der Bereich höchster Empfindlichkeit um 200 Hz sind seither mehrfach bestätigt worden.



**Abbildung 2.9:** Innervationsdichte der unterschiedlichen Rezeptortypen in der Hand und die resultierende räumliche Auflösung, nach [ST95].



**Abbildung 2.10:** Schwellwerte zur Wahrnehmung von Schwingungen, nach [Hug35].



**Tabelle 2.1:** Übersicht über die Eigenschaften der Mechanorezeptoren [Joh01; Kac+91].

Eigenschaft Rezeptor-Typ	Merkel- Zelle SA-I	Ruffini- Körperchen SA-II	Meissner- Körperchen RA	Pacini- Körperchen PC
Adaptation	langsam	langsam	schnell	schnell
rezeptive Feldgröße	11 mm <sup>2</sup>	59 mm <sup>2</sup>	13 mm <sup>2</sup>	101 mm <sup>2</sup>
Auflösung <sup>a</sup>	0,5 mm <sup>2</sup>	10 mm <sup>2</sup>	4 mm <sup>2</sup>	20 mm <sup>2</sup>
Frequenzbereich	0,4 – 100 Hz	0,4 – 100 Hz	10 – 200 Hz	70 – 1000 Hz
max. Empfindlichkeit	50 Hz	50 Hz	40 Hz	200 – 250 Hz
Amplitudenschwellwert	7 – 600 µm	4 – 500 µm	40 – 1500 µm	3 – 20 µm
mittlere AS	56,5 µm	331 µm	13,8 µm	9,2 µm

<sup>a</sup> räumliches Auflösungsvermögen

Für das zu entwickelnde taktile Display ist eine Bedienung, bzw. Interaktion mit dem menschlichen Finger vorgesehen. Da die Fingerspitzen die höchste Innervationsdichte aufweisen und im somatosensorischen Kortex sehr große Areale okkupieren, ist eine Vielzahl möglicher Stimuli nutzbar. Daraus resultieren besonders hohe Anforderungen an die Aktorik, vor allem wenn über der kompletten Bandbreite wahrnehmbarer Reize eine Stimulation erfolgen soll. In Tabelle 2.2 sind die für die taktile Stimulation eines Fingers erforderlichen Mindest- bzw. Maximalwerte der wahrnehmbaren Reize zusammengefasst. Damit sind die grundlegenden Anforderungen an die Aktorik eines taktilen Displays erfasst.

**Tabelle 2.2:** Anforderungen für eine taktile Stimulation des Fingers (nach [Ker+09]).

physikalischer Reiz	Eigenschaft	Wert
Kraft	Kraft	0,8 mN
	Druck	0,2 N/cm <sup>2</sup>
statische Auslenkung	Deformation (statisch)	10 µm <sup>a</sup>
	Zweipunktschwelle	2 mm
dynamische Auslenkung	Anregung	bis 10 kHz
	max. Empfindlichkeit	200 – 300 Hz
	Amplitude	< 0,5 µm
	Amplitudenauflösung	10 – 25 %
	Frequenzauflösung	10 % <sup>b</sup>

<sup>a</sup> bei einer Relativbewegung zwischen Finger und Oberfläche vermindert sich der Schwellwert auf 0,85 µm

<sup>b</sup> im Bereich oberhalb der maximalen Empfindlichkeit verschlechtert sich das Auflösungsvermögen deutlich

---

## 2.2 Haptische Geräte

---

Als haptisches Gerät kann im Allgemeinen jedes System verstanden werden, das Ausgangsgrößen generiert, die haptisch wahrgenommen werden können. Ein taktils System ist so ausgelegt, dass es die menschliche Haut mechanisch stimuliert, also Deformationen hervorruft, bzw. Scher- oder Normalkräfte auf die Haut ausübt. In einem kinästhetischen System hingegen werden die aktorischen und sensorischen Fähigkeiten der Muskeln, Sehnen und Gelenke angesprochen. Da eine solche Wirkung zwischen Gerät und Mensch zwangsläufig über die Haut übertragen wird, findet gleichzeitig eine taktile Reizung statt.

Die Bandbreite haptischer Geräte reicht von einfachen passiven Markern, die beispielsweise auf jedem Geldschein in Form von Blindenschriftzeichen zu finden sind, bis hin zu aktiven, geregelten Systemen, die in Abhängigkeit der Aktion eines Nutzers mit entsprechenden Ausgaben reagieren.

Grundsätzlich können taktile Systeme in gestalt- bzw. formgebende statische Systeme und vibrierende, sogenannte vibrotaktile Systeme, untergliedert werden. Ein klassisches Beispiel für formgebende taktile Informationen ist die Blindenschrift. Diese Braille-Module werden in Systemen angeboten, die über den Anschluss an einen PC Blinden und sehbehinderten Menschen den Zugang zu modernen Informationssystemen ermöglichen. Die dynamische Anregung der Haut ist noch immer Objekt intensiver grundlegender Forschungsarbeiten. Durch entsprechende Stimuli können nämlich unterschiedlichste Eindrücke erzielt werden, wie z.B. die Darstellung eines Kantenverlaufs oder unterschiedlicher Oberflächenrauigkeiten oder zur Krafrückmeldung. Zwei dieser Beispiele werden im Folgenden näher beschrieben, um einen Eindruck für die vielfältige Verwendbarkeit taktiler Displays zu vermitteln.

OKAMURA, DENNERLEIN und HOWE zeigen, dass durch die Implementierung eines vibrotaktilen Stimulators in einen mit Force-Feedback ausgestatteten Telemanipulator eine deutliche Verbesserung der Bedienung erreicht wird. Vor allem gilt dies für die Darstellung hochfrequenter Ereignisse, wie beispielsweise Kontaktsituationen. Stöße, Klopfen oder ein über eine raue Oberfläche gezogener Stift können durch zusätzliche Vibrationen deutlich realistischer dargestellt werden [Kon+03; ODH98]. Dieser Effekt ist in der menschlichen Wahrnehmung begründet: wenn der Mensch mit einem Finger über eine Oberfläche streicht, so werden Vibrationen in der Haut entsprechend der Oberflächenrauigkeit erzeugt. Dabei werden die unterschiedlichen Sensoren stimuliert und vermitteln das dem Menschen bekannte Gefühl dieser Oberfläche [LT72]. Experimentell sind Frequenzwerte ermittelt worden, die unterschiedlichen Oberflächen entsprechen, sie haben eine Bandbreite von 67 Hz für Holz bis zu 1682 Hz für Stahl.

In industriellen Systemen eingesetzte vibrotaktile Displays sind noch sehr selten zu finden. Eine bemerkenswerte Ausnahme ist das System von DENNERLEIN, MILLMAN und HOWE, das zur Verbindung hydraulischer Stecker im Unterwassereinsatz konzipiert ist. Der ferngesteuerte Manipulator ist in Abbildung 2.11(a) gezeigt. In der in Abbildung 2.11(b) gezeigten Bedieneinheit ist sowohl ein piezoelektrischer Kontaktkraftsensor integriert, als auch ein elektrodynamischer Antrieb, der die vibrotaktilen Reize generiert. Es handelt sich dabei um ein geregeltes System, das die Eingabekräfte des Nutzers und die Kontaktkräfte des Greifers an einem Objekt erkennt und diese in Form von Vibrationen an den Nutzer ausgibt. Mit diesem vibrotaktilen Display erfolgt das Schließen der Steckverbindung zuverlässiger [DMH97].

Rein informationsdarstellende Systeme können sinnvoll auf Hautregionen ausgelegt werden, die aufgrund einer geringeren Innervationsdichte auch geringere Anforderungen an die benötigte Aktorik stellen. ASAMURA u. a. zeigen dies in einem taktilen Display, das für die Handinnenfläche ausgelegt ist. Für die Stimulatoren ist im Bereich der Handinnenfläche ein Abstand von 10 – 30 mm ausreichend [Asa+01].



(a)



(b)

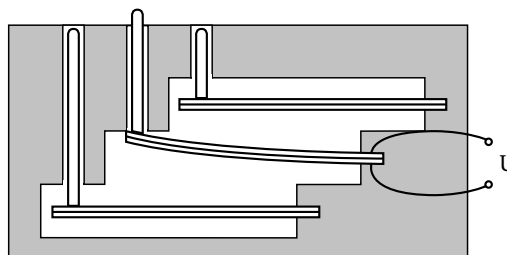
**Abbildung 2.11:** Schilling TITAN III Telemanipulator (a) Steuereinheit mit vibrotaktilen Display am vordersten Element (b) Fernbedienbarer Manipulator-Arm mit sechs Freiheitsgraden, [DMH97].

Ein Gerät, das allerdings sowohl Informationen darstellen, als auch gleichzeitig von einem Nutzer Eingabeinformationen erkennen soll, also eine Interaktion ermöglicht, ist sinnvoller Weise auf den Kontakt mit den Fingern ausgelegt. Die deutlich höhere Innervationsdichte des Fingers erfordert einen Aktorabstand von 2 – 3 mm

Im Folgenden wird eine Auswahl an realisierten taktilen Displays präsentiert, die die unterschiedlichen Zielstellungen der einzelnen Systeme aufzeigen. Da hinsichtlich der Aufgabenstellung dieser Arbeit der Aktortechnologie eine besondere Bedeutung zukommt, werden ausgewählte Systeme mit möglichst unterschiedlichen Technologien vorgestellt. Die Mehrzahl der in der Literatur beschriebenen taktilen Displays basiert jedoch auf piezoelektrischen Antrieben. Daher werden zunächst unterschiedliche Bauformen der Displays mit dieser Aktortechnologie betrachtet.

### Piezoelektrische Aktoren

Piezoelektrische Antriebe wurden schon früh nach Einführung von Lesegeräten für Blinde eingesetzt. Gegenüber den zuvor verwendeten elektromagnetischen Antrieben zeichnen sie sich durch eine flachere Bauform, einen leiseren und schnelleren Betrieb, sowie einen geringeren Energiebedarf aus. Der schematische Aufbau einer von Piezo-Biegeaktoren angetriebenen Braillezelle ist in Abbildung 2.12 gezeigt. Im aktivierten Zustand werden die zu ertastenden Pins von dem Bieger aus der Gehäuseoberfläche heraus gedrückt. Im Bereich der Entwicklung taktiler Displays ist seither eine Vielzahl an Systemen entstanden, die dieses Aktorprinzip nutzen. Dabei werden vor allem zwei Zielsetzungen verfolgt, zum einen die Reduzierung des Bauraumes bei Vergrößerung der Darstellungsfläche und zum anderen die Darstellung vibrotaktile Informationen.



**Abbildung 2.12:** Klassisches Braille-Modul mit Piezobiegern als Aktoren.

Einer der weltweit führenden Hersteller von Braille-Modulen ist seit 1974 die METEC AG. Für die Darstellung der Blindenschrift ist eine reine statische Auslenkung der Pins ausreichend. Ein Lesemodul, das an einen Computer angeschlossen werden kann und den Text entsprechend darstellt, besteht üblicherweise aus zwei Zeilen, die jeweils aus bis zu 40 aneinandergereihten Braille-Modulen bestehen. Die technischen Parameter eines solchen Moduls sind in Tabelle 2.3 zusammengefasst.

**Tabelle 2.3:** Daten des Braille-Moduls „B11“ von METEC AG [AG09].

Eigenschaft	Wert
Punktabstand der Pins	2,45 mm
max. Hub der Pins	700 $\mu\text{m}$
Bauraum	8 $\text{cm}^3$
max. Kraft auf Pin	170 mN
Betriebsspannung	200 V

Die Einschränkung, lediglich Text darstellen zu können, beschränkt die Informationsdarstellung. Grafiken können eine Vielzahl an Informationen übersichtlich beinhalten, wie beispielsweise klassische Diagramme, oder Umrisse von Landkarten, die eine Form erkennen lassen. Für die taktile Darstellung großflächiger Informationen (Grafik-Braille) wird z.B. im Rahmen des HYPERBRAILLE-Projektes, das vom BMWi<sup>2</sup> gefördert wird, geforscht. Dieses System basiert ebenfalls auf Piezo-Biegeaktoren, die allerdings vertikal angeordnet sind, um die insgesamt 7200 Pins in ausreichend hoher Dichte anordnen zu können [VWB08].

Der Aufbau vibrotaktile Displays basierend auf piezoelektrischen Biegeaktoren entspricht grundsätzlich einer Erweiterung eines Braille-Moduls zu einer  $m \times n$ -Matrix. Die Anregung der Aktoren erfolgt dynamisch, das erzeugte taktile Bild wird nicht mehr von der Eindringtiefe der Pins erzeugt, sondern von der Amplitude der Schwingung [IYF99].

Für drei beispielhafte vibrotaktile Systeme sind in Tabelle 2.4 die Betriebsbedingungen und die maximal erreichbaren Auslenkungen zusammengefasst. Andere von piezoelektrischen Biegeaktoren angetriebene Systeme haben vergleichbare Daten.

**Tabelle 2.4:** Vibrotaktile Systeme mit piezoelektrischen Biegeaktoren als Antrieb.

Display	Pin-Matrix	Betriebsspannung	max. Frequenz	max. Auslenkung
Texture Explorer [IS02]	2 x 5	100 V	250 Hz	22 $\mu\text{m}$
100-Pin Display [SC02]	10 x 10	$\pm 85$ V	400 Hz	$\pm 50$ $\mu\text{m}$
30-Pin Display [KA05]	5 x 6	150 V	500 Hz	700 $\mu\text{m}$

## Elektrodynamische und elektromagnetische Aktoren

Elektrodynamische und elektromagnetische Aktoren, die in den ersten Braille-Systemen zum Einsatz kamen, bieten gegenüber den piezoelektrischen Antrieben primär die Vorteile deutlich geringerer Kosten und einer einfacheren elektrischen Ansteuerung. Allerdings benötigen sie deutlich mehr Bauraum, besonders wenn eine hohe Dichte an Pins gefordert ist, müssen die Aktoren in mehreren Ebenen übereinander angeordnet werden. Der Miniaturisierung sind damit enge Grenzen gesetzt. Weiterhin ist der Energiebedarf höher und besonders bei elektromagnetischen Aktoren muss

<sup>2</sup> Bundesministerium für Wirtschaft und Technologie

bei der Anordnung mehrerer Antriebe auf die Hitzeentwicklung und -abführung geachtet werden. Für einfache Aufbauten, an denen beispielsweise Wahrnehmungstests durchgeführt werden, sind diese Aktoren durchaus verwendbar. Die in Tabelle 2.5 zusammengefassten typischen Werte zeigen, dass die meisten Displays mit einem Stimulatordurchmesser von etwa 1 mm und einem Stimulatorabstand von 3 mm leicht über der Zweipunktschwelle des menschlichen Fingers liegen. Weiterhin sind die meisten Displays für die Darstellung statischer Informationen ausgelegt.

**Tabelle 2.5:** Taktile Displays mit elektrodynamischen und elektromagnetischen Aktoren.

Antrieb	Quelle	Pin-Matrix	Stimulator- durchmesser	Stimulator- abstand	max. Auslenkung	max. Frequenz
e-dyn.	[WLH02]	6 x 6	1 mm	3 mm	2 mm	25 Hz <sup>a</sup>
e-dyn.	[SSM98]	64 x 64	1 mm	3 mm	10 mm	≈ 0,07 Hz
e-dyn.	[Mas92]	1	k.A. <sup>b</sup>	k.A.	40 µm	250 Hz
e-magn.	[YL07]	2 x 4	1 mm	2,5 mm	700 µm	k.A.
e-magn.	[KBS00]	6 x 6	1,5 mm	3 mm	1,6 mm	100 Hz

<sup>a</sup> bei reduzierter Auslenkung von < 750 µm

<sup>b</sup> keine Angaben

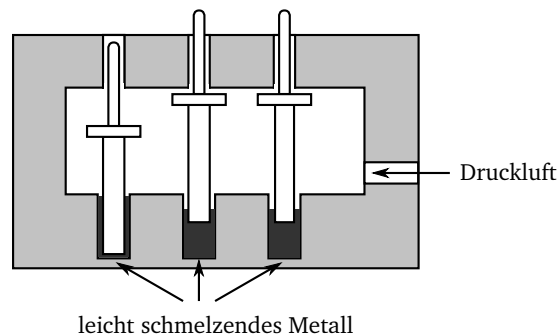
## Pneumatische Aktoren / Hydraulische Systeme

Der Einsatz pneumatischer Aktoren erlaubt grundsätzlich leichte und kleine Displays, die vom statischen Betrieb bis zu 400 Hz vibrotaktile betrieben werden können [CTG99; MWF00]. Allerdings ist für die Versorgung mit Druckluft ein größerer Aufwand erforderlich. Neben der Kraftübertragung mittels eines Metallstößels kann auch die Druckluft direkt auf die Haut geblasen werden. Bei einer solchen Konfiguration kommt jedoch der Positionierung und dem Abstand der Düsen zur Haut eine so große Bedeutung zu, dass eine Fixierung des Displays am Finger erforderlich ist [MWF00]. Werden für das Schalten der einzelnen Stimulatoren Magnetventile verwendet, so sind bei einer Matrixanordnung der Stimulatoren schnell sehr viele Ventile erforderlich, die neben den vergleichsweise hohen Kosten auch einen höheren Energiebedarf haben.

Ein dazu invertiertes System zeigen MAKINO, ASAMURA und SHINODA, die über Öffnungen am Display am Finger saugen. Auch dieses System erfordert eine ausreichende Dichtheit zwischen Oberfläche und Finger und muss daher fixiert werden [MAS04].

Die Dimensionierung der Stimulatoren der pneumatisch angetriebenen Systeme ist mit 1 – 2 mm Stimulatordurchmesser und 3 – 5 mm Stimulatorabstand gegenüber den elektrodynamisch angetriebenen Systemen nur leicht erhöht.

Das Problem des Schaltens der Druckluft adressieren NAKASHIGE, HIROTA und HIROSE in ihrer Arbeit. Dabei werden mehrere Stößel in einer gemeinsamen Druckkammer positioniert. Um eine selektive Positionsveränderung der einzelnen Pins zu ermöglichen, sind diese am unteren Ende in eine Bohrung eingelassen, die mit einem bei niedriger Temperatur (47 °C) schmelzenden Metall gefüllt sind. Abbildung 2.13 zeigt den schematischen Aufbau. Lediglich die Pins, deren Basis in flüssigem Zustand ist, können durch Anlegen eines Drucks nach oben, bzw. durch ein Vakuum oder die Schwerkraft nach unten bewegt werden. Mit diesem System ist weiterhin eine Miniaturisierung gegenüber den anderen druckluftbetriebenen Systemen möglich, der Stimulatordurchmesser beträgt 0,5 mm und der Stimulatorabstand 2 mm.



**Abbildung 2.13:** Schematischer Aufbau eines pneumatisch angetriebenen Displays mit selektiver Ansteuerung der Stimulatoren ohne Ventile.

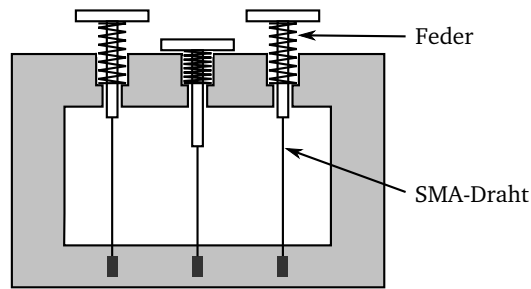
Eine auf diesem Fixierungsmechanismus beruhende Weiterentwicklung zeigen LEE und LUCYSZYN mit einer mikromechanisch gefertigten Braille-Zelle. In die mikromechanisch gefertigten Kammern wird Paraffin gefüllt, bevor die Kammern mit einer Silikonschicht verschlossen werden. Durch eine unter jeder Kammer befindlichen Heizelektrode kann das Wachs geschmolzen werden. Beim Phasenübergang des Paraffins in den flüssigen Zustand kommt es zu einer Volumenexpansion von ca. 15 % bei 80 °C. Der dabei in der Kammer entstehende hydraulischen Überdruck bewirkt ein Aufwölben der nachgiebige Deckschicht aus Silikon [LL05; LL07]. Die Vorteile dieses Systems sind die einfache Strukturierung und das simple Funktionsprinzip, die leicht einen Aufbau großflächiger Displays erlauben. Der entscheidende Nachteil besteht in den langen Zykluszeiten, die im Bereich von 50 s liegen. Die Dimensionierung kann klein genug erfolgen, der Stimulatordurchmesser beträgt etwa 1,5 mm bei einer Stimulatorhöhe von 0,2 – 1 mm und einem Stimulatorabstand von etwa 3 mm [LL05].

Anstelle des verwendeten Paraffins und dem Phasenübergang fest - flüssig können auch Aceton oder Methanol verwendet werden, die vom flüssigen in den gasförmigen Zustand übergehen [VN04].

## Formgedächtnis-Werkstoffe

Formgedächtnis-Metalle („shape memory alloys“, SMA) und -Polymere („shape memory polymers“, SMP) sind Materialien, die temperaturabhängig zwischen einem deformierten Zustand und einem Ausgangszustand wechseln können. Eines der ersten Metalle, bei denen dieser Effekt gezeigt wurde, ist eine Nickel-Titan-Legierung. Mit Drähten aus diesem Material zeigen TAYLOR, MOSER und CREED ein Display in einer 8x8-Matrix. Jeder Stimulator wird über einen 120mm langen SMA-Draht in das Gehäuse gezogen, wenn der Draht erhitzt wird. Dies ist über eine direkte Bestromung des Drahtes realisiert. Wenn der Draht abkühlt, wird er über eine Feder langgezogen und der Stimulator wieder aus dem Gehäuse gedrückt und damit ertastbar. Abbildung 2.14 zeigt den schematischen Aufbau einer solchen Anordnung. Bei einem minimalen Abstand der Stimulatoren von 2,5 mm kommt dieses System auf eine ausreichend hohe Aktordichte, allerdings kann mit einer Kühlzeit von 500 ms trotz aktiver Luftkühlung nach einer vollen Auslenkung von 3,2 mm keine dynamische Information präsentiert werden [TMC98].

Das Problem des großen benötigten Bauvolumens, das letztlich aus der geringen Längenänderung des Drahtes resultiert und die Drahtlänge, die über die gewünschte Auslenkung vorgegeben ist, lösen HAGA u. a. durch ein antagonistisches Doppel-Aktor-System. Der Stimulator befindet sich also im Ausgangszustand in halber Höhe und kann nur durch Bestromen eingezogen, bzw. voll ausgefahren werden. Dem damit verbundenen höheren Energiebedarf wird durch eine magnetische Struktur vorgebeugt, der die Stimulatoren an den beiden Anschlägen mit einer ausreichenden



**Abbildung 2.14:** Aufbau eines Displays mit SMA-Drähten.

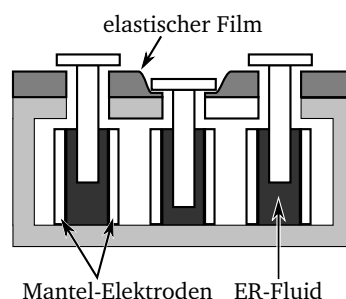
Haltekraft festhält. Durch Bestromen des entsprechenden Gegen-Aktors kann ein Positionswechsel erfolgen [Hag+05].

Einen Lösungsansatz hinsichtlich der Darstellung dynamischer Informationen zeigen WELLMAN u. a., die mittels einer aktiven Kühlung durch eine Flüssigkeit und eine Reduzierung des Hubes auf unter 1 mm Frequenzen von bis zu 40 Hz noch darstellen können. Der Vorteil dieser, wenn auch geringen, Dynamik besteht in der deutlich geringeren Zeit, die ein Nutzer benötigt, um den Ort der Informationsdarstellung durch Tasten zu ermitteln. Gegenüber einem statischen Signal erfolgt die Ortung etwa sechsmal schneller [Wel+98].

### Veränderbare Nachgiebigkeit

Eine Sonderform unter den nutzbaren Aktorprinzipien stellen die elektrorheologischen und magnetorheologischen Fluide dar. Diese Flüssigkeiten ändern unter der Einwirkung elektrischer bzw. magnetischer Felder ihre rheologischen Eigenschaften, vor allem die Viskosität. Da die Fluide somit keiner Gestalt- oder Volumenänderung unterliegen, sind sie keine Aktoren im herkömmlichen Sinne. Allerdings kann die Viskositätsänderung, die bis zu einem Faktor von 1000 betragen kann, sehr gut für eine veränderliche Nachgiebigkeit genutzt werden. Für die Integration in einem Display bedeutet dies, dass ein Nutzer immer selbst eine Kraft aufbringen muss, ihm dann aber unterschiedliche Gegenkräfte präsentiert werden können.

KLEIN u. a. zeigen ein elektrorheologisches taktiles Element, bei dem die Stimulator-Stifte in ein abgeschlossenes Volumen geführt werden, das mit einem elektrorheologischen Fluid (ERF) gefüllt ist [Kle+05]. Die Weiterentwicklung dieses Systems ist schematisch in Abbildung 2.15 gezeigt, die Verbindung aller Stimulatoren über einen elastischen Film sorgt für die benötigten Rückstellkräfte, um den Stimulator in seine Ausgangslage zurückbringen zu können [Bös+04].



**Abbildung 2.15:** Schematischer Aufbau eines taktilen Elements mit elektrorheologischer Flüssigkeit.

MATSUURA u. a. nutzen das Prinzip der veränderlichen Nachgiebigkeit, indem sie ein taktiles Display in eine Computer-Maus integrieren. Eine Taste, die über ein elektrorheologisches Gel gelagert ist,



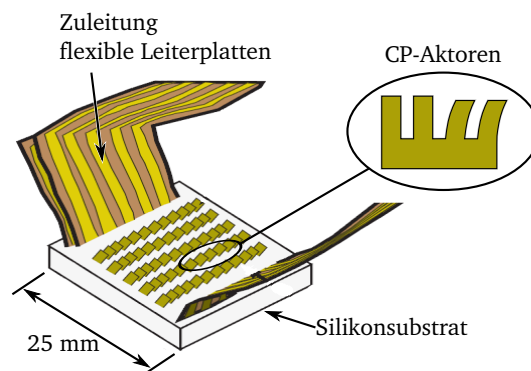
kann somit mit unterschiedlichen Kraft-Weg-Kennlinien programmiert werden und damit unterschiedliche Druckpunkte bekommen [Mat+02]. Im Gegensatz zu anderen Displays kommt es bei dieser Aktortechnologie zu keinerlei störender Geräuscentwicklung im hörbaren Bereich. Die Einbindung der polarisierbaren Partikel in eine Gel-Matrix verhindert eine mögliche Sedimentation, die sonst beim Einsatz vieler elektrorheologischer Fluide berücksichtigt werden muss.

Anstelle des elektrischen Feldes zur Änderung der rheologischen Eigenschaften wird bei magnetorheologischen Fluiden ein magnetisches Feld als SteuergöÙe benötigt. Zur Erzeugung dieses Feldes sind geringere Spannungen nötig, dafür deutlich höhere Ströme, die wiederum eine Berücksichtigung der Temperatur erfordern. Der Effekt der veränderlichen Nachgiebigkeit, der in einem taktilen Display genutzt werden kann, bleibt unverändert [Bic+02; Riz+07].

### Elektroaktive Polymere

Auch elektroaktive Polymere sind schon erfolgreich in Demonstrationsobjekten taktiler Displays eingesetzt worden. In diesem Abschnitt werden einige dieser Systeme vorgestellt, bei denen vor allem unterschiedliche Bauformen der Aktoren verwendet werden. Die Darstellung ist auf die Funktionsweise der Displays beschränkt, eine detaillierte Beschreibung der Aktormechanismen erfolgt in Kapitel 3.

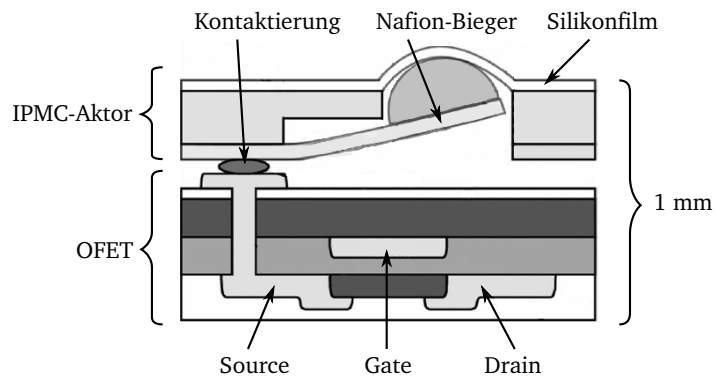
Ein taktilen Display, das von Aktoren aus leitfähigen Polymeren angetrieben ist, stellen KONYO u. a. vor. Bei diesen Aktoren handelt es sich um kleine Biegeaktoren aus einem Polymer, die sich bei angelegter Spannung verbiegen und somit eine Deformation der Hautoberfläche bewirken. Abbildung 2.16 zeigt den schematischen Aufbau des Displays, das für eine Darstellung von Oberflächeninformationen, wie beispielsweise der Oberflächenrauheit unterschiedlicher Materialien, als tragbares Element an einem Finger befestigt wird [Kon+05; Oka+07].



**Abbildung 2.16:** Schematischer Aufbau eines taktilen Element mit Aktoren aus leitfähigen Polymeren, nach [Kon+05].

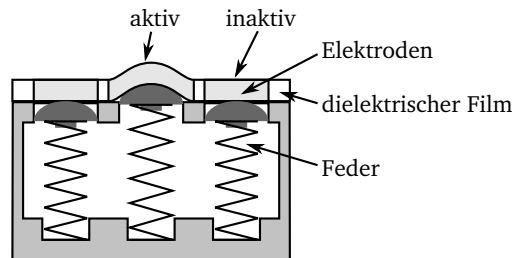
KATO u. a. zeigen ein taktilen Display mit Aktoren aus ionischen Polymer-Metall-Kompositen (IPMC). Wie in Abbildung 2.17 dargestellt ist, drückt der aus Nafion hergestellte Biegeaktor im aktuierten Zustand eine Halbkugel aus der Ebene, die von einer dünnen Silikonmembran als Schutzfilm überdeckt ist. Eine Besonderheit dieses Systems ist die Ansteuerung jedes einzelnen Stimulators über einen in den unteren Schichten integrierten organischen Feldeffekttransistor. Damit lassen sich großflächige taktilen Displays herstellen, bei denen jeder Stimulator separat angesteuert werden kann. Die insgesamt gerade 1 mm dünne Folie ist dabei noch flexibel. Die Betriebsspannung der Aktoren ist mit 3 V niedriger als die Schaltspannung für die Transistoren mit 10 V, allerdings ist die Geschwindigkeit des Verbiegens sehr gering, die Maximalfrequenz des Aktors beträgt 2 Hz





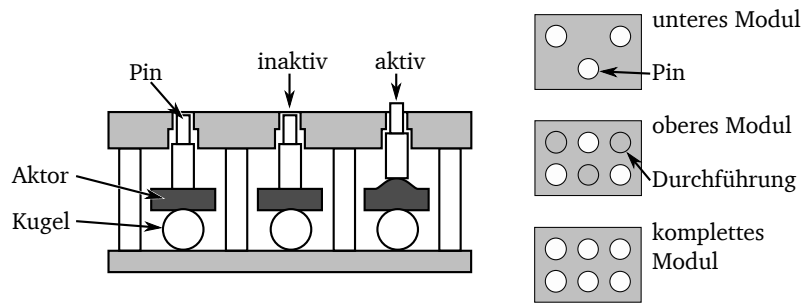
**Abbildung 2.17:** Schematischer Aufbau eines hoch integrierten taktilen Elements mit Aktoren aus ionischen Polymer-Metall-Kompositen und organischen Feldeffekttransistoren als Schalter, nach [Kat+07].

Einen einfachen Aufbau mit dielektrischen Elastomeraktoren zeigen HEYDT und CHHOKAR. Den schematischen Aufbau zeigt Abbildung 2.18. Ein einzelner Film ist so über eine Basisplatte mit einzelnen Kammern gespannt, dass die in den Kammern befindlichen Federn keine Deformation an der Oberfläche dieser Membran erzeugen. Wird jedoch an einen Aktor die Betriebsspannung angelegt, so vergrößert sich die Elektrodenfläche und die Feder kann die Membran an dieser Stelle deformieren [HC03]. Diese Aktoranordnung ist grundsätzlich gut geeignet um auch vibrotaktile Informationen darzustellen, in einem ähnlichen Aufbau ist ohne die Federn ein Lautsprecher realisiert, der bis zu 20 kHz übertragen kann [HKP98; HPJ00].



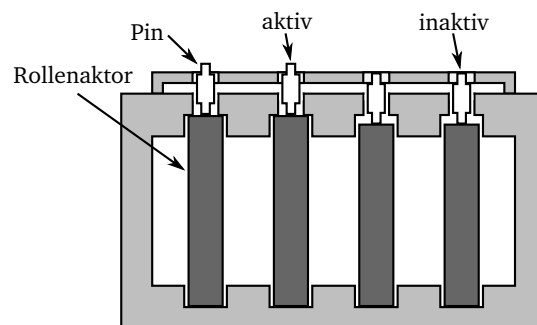
**Abbildung 2.18:** Schematischer Aufbau eines taktilen Elements mit einem dielektrischen Elastomer-Membran-Aktor, nach [HC03].

Ebenfalls auf Membranaktoren basierend haben CHOI u. a. ein kompaktes Braille-Modul entwickelt. Der Aufbau dieses Moduls ist in Abbildung 2.19 zu sehen. Die Membranaktoren sind aus einem sehr harten Elastomer gefertigt und bestehen aus 50  $\mu\text{m}$  dicken Schichten, die mit einer Elektrode versehen werden und in Stapeln von etwa 15 Aktoren aufeinander laminiert werden. Dieser Stapelaktor erreicht damit eine Gesamtdicke von etwa 750  $\mu\text{m}$ . Durch eine ringförmige Einspannung kann der Aktor eine konvexe oder konkave Ausbeugung verursachen, durch die Positionierung auf einer Kugel wird die Deformationsrichtung festgelegt. Bei einer elektrischen Spannung von 2,5 kV wird eine Dickenänderung des Stapels von etwa 3,5 % erreicht. Der diffizile Zusammenbau eines solchen Moduls ist offensichtlich, der erreichte Miniaturisierungsgrad ist dennoch erstaunlich, obwohl die sechs Aktoren in zwei unterschiedlichen Ebenen angeordnet werden müssen, um den für Braillezeichen notwendigen Stimulatorabstand von 2,5 mm zu realisieren [Cho+04]. Erfahrungen zeigen eine gute Wiedererkennung bei blinden Probanden, allerdings sind die herstellungsbedingten Höhenschwankungen der Pins im Ausgangszustand bereits spürbar und irritieren die Nutzer. Das Problem verschärft sich, wenn die Aktoren unterschiedlich stark deformieren.



**Abbildung 2.19:** Aufbau eines Braille-Moduls mit dielektrischen Elastomeraktoren, nach [Cho+04].

Ein auf dielektrischen Elastomeraktoren in Rollenbauweise basierendes Braille-Modul haben REN u. a. entwickelt. Die verwendeten Rollenaktoren werden bei Anlegen einer elektrischen Spannung dünner und länger. Der schematische Aufbau ist in Abbildung 2.20 gezeigt. Die EAP-Rollenaktoren bestehen aus einer mit Elektroden beschichteten Elastomerfolie, die um eine vorgespannte (gestauchte) Feder gewickelt werden. Die Rollenaktoren haben eine Länge von 60 mm und einen Durchmesser von 1,4 mm, die Anordnung ist wiederum in einem Abstand von 2,5 mm. Bei einer Betriebsfeldstärke von  $100 \text{ V}/\mu\text{m}$  verlängert sich der Aktor um 1 mm [Ren+08].



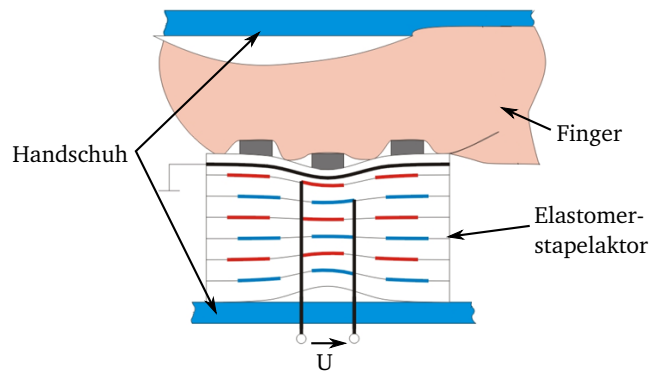
**Abbildung 2.20:** Braille-Modul mit dielektrischen Elastomer-Rollen-Aktoren, nach [Ren+08].

Eine besondere Bauform dielektrischer Elastomeraktoren ist die Bauweise in Multilayertechnologie. In der von JUNGMAHN entwickelten Variante werden Aktormatrizen gefertigt, die die Herstellung eines homogenen Aktorfeldes ermöglichen. Dabei kann jedes Aktorelement einzeln adressiert werden [Jun04]. In Abbildung 2.21 ist die Integration eines solchen taktilen Displays in einen Handschuh schematisch gezeigt, welches die Stimulation der Haut bei nahezu uneingeschränkter Beweglichkeit der Hand ermöglicht.

### Kommerzielle mobile Geräte mit taktiler Rückmeldung

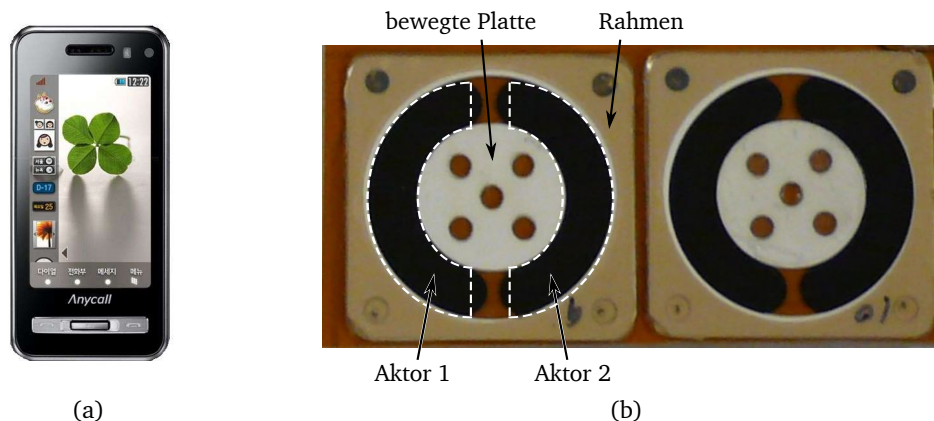
Neben diesen Varianten taktiler Displays mit mehreren Stimulatoren hat die Integration haptischer Komponenten in Serienprodukte begonnen. Dabei handelt es sich bisher meist um mobile Geräte, die mit einem Touchscreen ausgestattet sind. Getätigte Informationen werden durch Vibrationen des kompletten Gerätes bestätigt. Ein Beispiel dafür ist das in Abbildung 2.22(a) gezeigte Handy SCH-W420 von Samsung. Nutzereingaben werden visuell, akustisch und taktil bestätigt. Die Möglichkeiten echte mechanische Bedienoberflächen zu simulieren sind jedoch begrenzt.

Bei den verwendeten Antrieben handelt es sich im einfachsten Fall um den Motor des Vibrationsalarms, es gibt jedoch schon spezielle Aktoren dafür. Ein Beispiel dafür sind die in Abbildung 2.22(b) gezeigten „X-Mode“ Antriebe von ARTIFICIAL MUSCLE, INC. (AMI), bei denen eine Platte von zwei



**Abbildung 2.21:** Taktile Datenhandschuh mit dielektrischen Elastomerstapelaktoren, nach [Jun04].

dielektrischen Elastomeraktoren uniaxial im Rahmen bewegt wird [Inc09]. Dieser Antrieb ist nur wenige Millimeter hoch und kann an die untere Gehäuseinnenseite von mobilen Geräten montiert werden. Die Vibrationen werden somit auf die Hand übertragen.

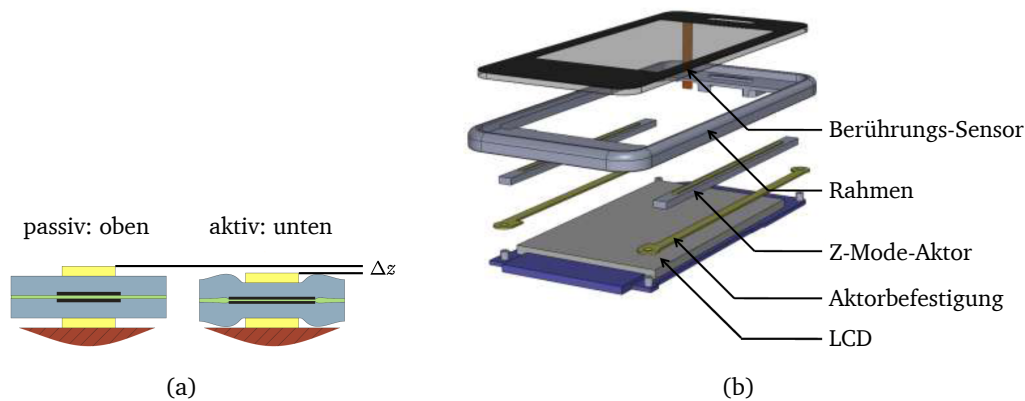


**Abbildung 2.22:** Taktile Rückmeldung in mobilen Endgeräten: (a) Mobiltelefon SCH-W420 von Samsung [DS08]. (b) „X-Mode“-Antrieb der „smartTOUCH®“ Serie von ARTIFICIAL MUSCLE, INC. [Inc09].

Ein ähnlicher Antrieb, allerdings mit einer Dickenänderung, ist der „Z-Mode“ Aktor von AMI in Abbildung 2.23(a). Im aktiven Zustand wird dieser längliche Aktor dünner. Als tragendes Element der Frontplatte (z.B. Touchscreen) wird eine Vibration direkt an der Oberseite erzeugt, die dann vom bedienenden Finger wahrgenommen werden kann. Abbildung 2.23(b) zeigt den schematischen Aufbau eines mobilen Gerätes mit Touchscreen und „Z-Mode“ Aktoren.

## Resümee

Die aufgeführten Beispiele vermitteln einen Eindruck über die Vielfältigkeit der verwendeten Aktorprinzipien, aber auch an dem hohen Interesse der Anwendung in taktilen Displays. Es ist bemerkenswert, dass die geforderte Aktordichte, bzw. der Stimulatorabstand von 2,5 mm mit allen intelligenten Werkstoffen erreicht wird, wohingegen gerade bei den klassischen Antrieben dafür ein großer Aufwand erforderlich ist. Ein weiterer Vorteil dieser neuen Aktorprinzipien ist die intrinsische Nachgiebigkeit der verwendeten Materialien, die eine gute Anpassung an die mechanische Impedanz der menschlichen Haut erlaubt.



**Abbildung 2.23:** „Z-Mode“-Antrieb von ARTIFICIAL MUSCLE, INC. [Inc09]. (a) Funktionsprinzip der Aktoren. (b) Schematischer Aufbau eines mobilen Gerätes mit taktilen Feedback.

Für eine großflächige Anordnung unabhängig ansteuerbarer Aktoren ist kein System etabliert, das sowohl statische als auch dynamische Informationen darstellen kann. Mit dieser gemischten Darstellung ist es möglich, Text und Grafik eindeutig zu unterscheiden und damit dem von ALDRICH identifizierten Unterscheidungsproblem zwischen Text und Grafik zu begegnen [Ald08; Löt94]. Eine weitere wichtige Randbedingung ist die Homogenität der Aktoren, denn schon kleine Unebenheiten zwischen benachbarten Stimulatoren können einen sehr störenden Einfluss auf die Wiedererkennung haben. Auch diese Anforderung spricht gegen den Aufbau eines Systems aus vielen einzelnen Aktoren und für die Verwendung von elektroaktiven Polymeren.

Das Interesse und der Bedarf an einer geeigneten Technologie ist durch diverse erste Serienprodukte wie beispielsweise die Mobilfunkgeräte mit haptischem Feedback gezeigt. Allerdings verfügt keines dieser Systeme über eine orts aufgelöste haptische oder taktile Darstellung. Es kann also eine Eingabe durch eine Vibration bestätigt werden, eine Darstellung mehrerer taktiler Informationen nebeneinander ist jedoch nicht möglich. Von der Integration dieser Funktionalität ist eine weitere Verbesserung hinsichtlich der Bedienbarkeit und eines intuitiven Umgangs zu erwarten.

Die resultierenden Anforderungen an die Aktorik für ein solches taktilen Display sind in Tabelle 2.6 zusammengefasst. Die geforderte Auslenkung und deren Frequenz sind aus dem Auflösungsvermögen der menschlichen Wahrnehmung abgeleitet und entsprechen einer Großzahl der aufgeführten Beispiele. Die Werte für den Durchmesser und Abstand der Stimulatoren stellen die Obergrenzen für die zu realisierende Aktorik dar, mit der selbst bei einer sehr kleinen Auflagefläche des Fingers auf einem Display noch zwei unterschiedliche Punkte stimuliert werden können. Hinsichtlich der Zweipunktschwelle an den Fingerspitzen ist ein Punktabstand von etwa 0,5 mm der untere Grenzwert, mit dem dann beliebige Stimulatoren miteinander kombiniert werden können, ohne dass sie unterschieden werden können.

**Tabelle 2.6:** Anforderungen an die Aktoren für ein großflächiges taktilen Display.

Anforderung	Wert
statische Auslenkung	$> 200 \mu\text{m}$
dynamische Auslenkung	$> 10 \mu\text{m}$
Aktorfrequenz	$> 250 \text{ Hz}$
Stimulatordurchmesser	$< 2 \text{ mm}$
Stimulatorabstand	$< 2 \text{ mm}$

---

Da grundsätzlich mehrere Aktoren aus elektroaktiven Polymeren diesen wesentlichen Anforderungen entsprechen, erfolgt eine detaillierte Auswahl des Aktorprinzips erst nach einer Gegenüberstellung dieser Aktoren im folgenden Kapitel.



---

### 3 Aktive Polymere

---

Einige Polymere reagieren auf eine äußere Stimulation mit einer Veränderung, die dauerhaft oder temporär sein kann. Der kausale Stimulus kann Temperatur, Licht, Druck, magnetische oder elektrische Felder, eine chemische Reaktion und vieles mehr sein. Als elektroaktive Polymere werden Polymere bezeichnet, die auf eine elektrische Stimulation hin (z.B. elektrisches Feld, Stromfluss, etc.) ihre physikalische Gestalt, ihre optischen, magnetischen oder andere Eigenschaften ändern. Im Rahmen dieser Einführung werden elektroaktive Polymere beschrieben, die ihre Gestalt aufgrund einer elektrischen Stimulation verändern.

---

#### 3.1 Elektroaktive Polymere (EAP)

---

Die Erforschung von polymerbasierten Aktoren ist eine relativ junge Disziplin. Eine der ersten Veröffentlichungen auf diesem Gebiet stammt von KUHN u. a. aus dem Jahr 1950 und beschäftigt sich mit der Gestaltänderung von elektroaktiven Gelen [Kuh+50]. Der Begriff „Aktive Polymere“ beschreibt zunächst alle Polymere, deren Gestalt, bzw. Form sich unter Einfluss einer externen Anregung ändert. Die Ursache für diese Gestaltänderung kann, wie eingangs erwähnt, neben elektrischen Feldern (EAP) auch andere Ursachen haben [BC01]. Das anhaltende Interesse an elektroaktiven Polymeren begründet sich in deren einzigartigen inhärenten Materialeigenschaften: geringe Material- und Herstellungskosten, große Bandbreite realisierbarer Größen und Formen der Aktoren sowie eine in weiten Bereichen einstellbare Materialhärte. Auch lassen sich Materialien soweit modifizieren, dass sie für spezifische Anwendungen anpassbar sind und somit keine zusätzlichen mechanischen Komponenten mehr erforderlich sind.

Ein erster Durchbruch dieser Materialien für den Einsatz in konkreten Anwendungen kam erst in den 1980er Jahren, als die polymerbasierten Aktoren wieder aufgegriffen wurden und innerhalb weniger Jahre eine Vielzahl an Demonstratoren in den unterschiedlichsten Technologien entstand [KPJ95; Pel+97]. Die erste Konferenz, die sich ausschließlich mit diesen Materialien beschäftigte, war die von Yoseph Bar-Cohen veranstaltete „Smart Structures and Materials 1999: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)“. Schon im Folgejahr gab es in Deutschland im Rahmen der „7th International Conference on New Actuators“ in Bremen einen ersten Beitrag von BAR-COHEN und LEARY, der sich explizit mit elektroaktiven Polymeren beschäftigt [BCL00] und im Jahr 2002 die erste eigene Session für EAP [SLK02].

Ein gutes Beispiel für die Möglichkeit rasanter Entwicklungen auf diesem Gebiet sind die Arbeiten an einer anderen neuen Materialklasse, den flüssigkristallinen Polymeren (Formgedächtnispolymere, shape memory polymer SMP [Wan+09]). Ähnlich den Formgedächtnislegierungen können diese Polymere in unterschiedlichen Deformationszuständen eine stabile Gestalt annehmen. So ist z.B. ein Komposit aus Polymer und Wachs nach Überschreiten der Phasenübergangstemperatur leicht verformbar, da das Wachs flüssig ist. Nimmt dieses jedoch wieder einen festförmigen Zustand ein, wird auch die aktuelle Gestalt des Polymers „eingefroren“. Nach erneutem Überschreiten der Phasenübergangstemperatur kehrt das Polymer in seine ursprüngliche Form zurück oder kann beliebig verformt werden [THK92]. Am Beispiel dieses aktiven Polymers soll ein weiterer grundlegender Vorteil verdeutlicht werden. In Polymeren lassen sich durch die vielen Möglichkeiten der Materialmodifikationen auch andere Initiatoren integrieren, die dann einen vergleichbaren

---

Effekt hervorrufen. So sind Materialien entwickelt worden, die ihre Gestaltänderung als Reaktion auf Licht [JKL06; Len+05], magnetische Felder [Buc+06; LLL09], chemische Reaktionen in Lösungen [Hua+05; Yan+06], den pH-Wert [LYN09] oder elektrische Felder [Pai+06] initiieren. Auch führt die stetige Weiterentwicklung zu optimierten Materialien, bei denen z.B. das Polymer-Komposit durch Dispersion mit Füllstoffen leitfähig gemacht wird. Hierdurch kann der Heizeffekt im Polymer selbst erzeugt werden, externe Heizstrukturen werden nicht mehr benötigt. Kohlenstoff-Nanoröhrchen [Pai+06], Graphitpartikel [Koe+04; Len+07], leitfähige Fasern [Len+07] und ferromagnetische Partikel [Koe+04] wurden bereits erfolgreich als Füllstoffe verwendet.

Durch diese Entwicklungen, die überwiegend auf den Ergebnissen der Materialforschung beruhen, sind die elektroaktiven Formgedächtnispolymere schon heute den metallischen Formgedächtnislegierungen überlegen. Sie sind leichter herstell- und programmierbar, haben eine höhere Formwiederherstellungsrate und geringere Herstellungs- und Verarbeitungskosten [LLL09].

Eine ähnliche Entwicklung zeichnet sich im Bereich der dielektrischen Polymeraktoren ab. Dabei handelt es sich um eine weitere Klasse elektroaktiver Polymere, die aufgrund vergleichbarer Leistungsfähigkeit gerne als „künstliche Muskel“ bezeichnet wird. Immer mehr Anwendungen und Demonstratoren mit neuen Strukturen spiegeln das Interesse an dieser Technologie und ihr Potential wieder. Allerdings werden auch die signifikanten Nachteile der überwiegend eingesetzten Materialien immer offensichtlicher. Die Tatsache, dass die bisher verwendeten Elastomere aus anderen Bereichen zweckentfremdet sind, zeigt den überfälligen materialwissenschaftlichen Forschungsbedarf. Wenn beispielsweise aus einem Klebeband schon Aktoren mit dieser einzigartigen Leistungsfähigkeit gebaut werden können, kann man nur hoffen, dass auch hier in kurzer Zeit materialwissenschaftliche Verbesserungen vorangetrieben werden. Davon kann eine deutliche Leistungssteigerung der Aktoren erwartet werden.

Neben den beiden beispielhaft erwähnten Klassen von Polymeraktoren gibt es aber eine kaum überschaubare Vielzahl unterschiedlicher elektroaktiver Materialien. Um diese klassifizieren zu können, schlägt BAR-COHEN eine Unterscheidung nach dem wirkenden Mechanismus vor. Dieser besteht entweder aus einer Verschiebung von Ionen oder Elektronen, weshalb „ionische“ und „elektronische“ Polymeraktoren unterschieden werden [BC01].

Allgemein lässt sich feststellen, dass elektronische EAP mit einer möglichst hohen Feldstärke (nahe der Durchschlagfeldstärke des Dielektrikums) betrieben werden. Die Betriebsspannung dieser Aktoren hängt also primär von der Schichtdicke der dielektrischen Schicht ab und beträgt üblicher Weise 1 – 20 kV. Dies ermöglicht sehr hohe Energiedichten und geringe Reaktionszeiten, die im Millisekundenbereich und darunter liegen.

Ionische EAP werden hingegen bei deutlich geringeren Spannungen von ca. 1 – 5 V betrieben. Jedoch benötigen diese für den Transport der Ionen ein - meist flüssiges - Elektrolyt. Die Reaktionszeiten dieser Aktoren sind dadurch auch deutlich höher (Sekundenbereich), jedoch sind Biegeaktoren mit einer großen Deformation an der Biegespitze leicht realisierbar. Beide Klassen werden im Folgenden näher betrachtet.

---

### 3.1.1 Ionische Polymeraktoren

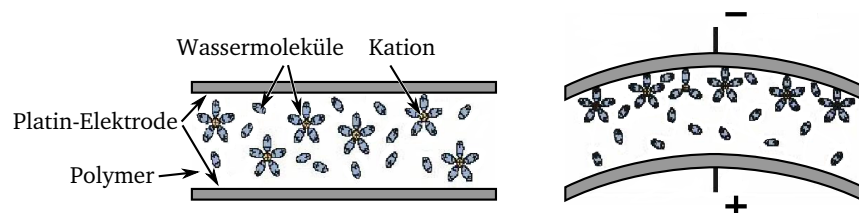
---

Die Bewegung, bzw. Gestaltänderung von ionischen Polymeraktoren erfolgt durch den Massetransport, wenn Ionen und flüssige Moleküle ihre Verteilung bzw. Anordnung verändern. Die geringere Beweglichkeit der Ionen gegenüber Elektronen und die Masse der Ionen sind die physikalische Ursache für das langsamere Wandlungsverhalten ionischer Aktoren gegenüber den elektronischen.



- Ionische Polymer-Metall-Komposite (IPMC)

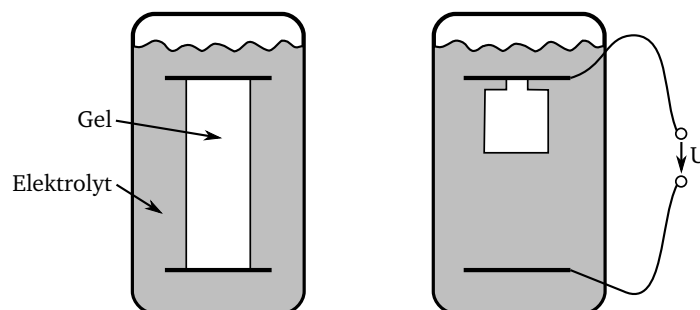
Ionische Polymer-Metall-Komposite oder früher auch als Polyelektrolyt-Gele bezeichnete Materialien gehören zu den am längsten bekannten elektroaktiven Materialien. Schon im Jahr 1966 diskutierten STEINBERG, OPLATKA und KATCHALSKY den Einsatz von Polymer-Gel-Aktoren in mechanochemischen Antrieben [SOK66]. In den letzten 18 Jahren hat auch auf diesem Gebiet das bessere Verständnis der Materialien und der Einsatz neuer Materialkombinationen einen erheblichen Fortschritt bewirkt. IPMCs bestehen aus einem perfluorierten ionischen Polymer, das in einem chemischen Oberflächenverbund mit einem leitfähigen Medium, wie z.B. Platin steht. Das Polymer, meist aus Nafion, bildet eine Ionen-Austausch-Membran, ist permeabel für Kationen, nicht jedoch für Anionen. In Abbildung 3.1 ist ein IPMC-Aktor im Ausgangszustand und unter angelegter Betriebsspannung gezeigt. Das elektrische Feld bewirkt eine Veränderung der Ionenkonzentration, indem die Wassermoleküle des Elektrolyts zur Kathode wandern. Dies führt zu einem Anschwellen im Kathodenbereich, während die Wasserverarmung an der Anode zu einem Schrumpfen führt. In der Folge biegt sich die Polymermembran [SK01].



**Abbildung 3.1:** Verbiegung eines IPMC-Aktors bei angelegtem elektrischen Feld [Hun+08].

- Ionische Polymer-Gele (IPG)

Bei Polyelektrolytgele wurde von TANAKA u. a. erstmals eine reversible Volumenänderung als Reaktion auf eine minimale Änderung des elektrischen Potentials gezeigt [Tan+82]. Polyacrylnitril (PAN) ist heute das häufigst verwendete Polymer, das in einer wässrigen Lösung als Elektrolyt stationiert ist. Ein elektrisches Feld führt zur Elektrolyse des Wassers und verändert den pH-Wert in der Nähe der Elektroden. Dabei wird das Gebiet der Kathode basisch, was zu einem Anschwellen des Polymers führt, während das Gebiet der Anode sauer wird und das Polymer kontrahieren lässt. Dieser Effekt lässt sich auch durch Spülen des Polymers mit Natronlauge, bzw. Salzsäure erreichen. In Abbildung 3.2 ist die Kontraktion eines Polymer-Gels an der Anode in einem flüssigen Elektrolyt zu sehen. Mit PAN-Fasern können muskelähnliche Bündel geformt werden, die gezielt kontrahieren, bzw. sich verlängern können [SSK99].

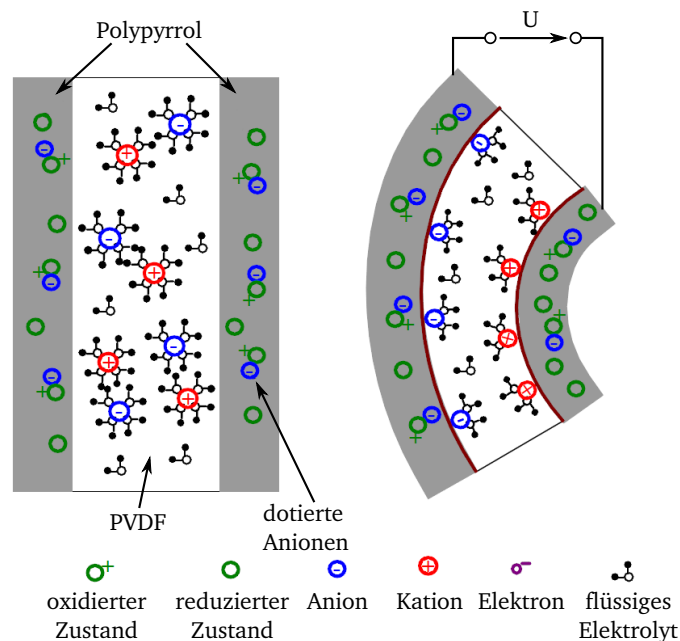


**Abbildung 3.2:** Volumenänderung eines Polymer-Gels [Tan+82].

- Leitfähige Polymere (CP)

Die Kontraktion und Expansion von leitfähigen Polymeren (Polyanilin, Polypyrrol, Polythio-

phen) wird von aus- und einströmenden Ionen zwischen Polymer und umgebendem Elektrolyt hervorgerufen. Dafür wird ein Stromfluss, durch eine Potentialdifferenz zwischen leitfähigem Polymer und über das Elektrolyt (Flüssigkeit oder Festkörper) getrennter Gegenelektrode hervorgerufen, benötigt. Die Anreicherung mit Ionen führt zu einer Expansion, das Entziehen von Ionen aus dem Polymer sorgt für eine Kontraktion [SRM97]. Für die Funktion dieser Aktoren sind nicht nur die Materialeigenschaften des Polymers, sondern auch des Elektrolyts maßgeblich für den Ionenaustausch und damit für die Leistungsfähigkeit der Aktoren verantwortlich [Mad+04b]. Das Aktionsprinzip ist in Abbildung 3.3 für einen dreischichtigen Bieger aus Polypyrrol und Polyvinylidenfluorid (PVDF) als Elektrolyt gezeigt.

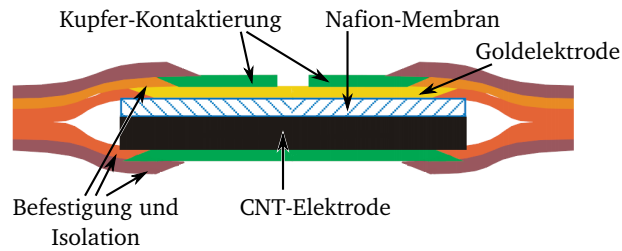


**Abbildung 3.3:** Biegemechanismus eines Aktors aus leitfähigem Polymer mit Festkörperelektrolyt, [FTA08].

- Carbon-Nanotube (CNT) Aktoren

Den ersten Einsatz von Kohlenstoffnanoröhrchen in Aktoren berichten BAUGHMAN u. a. in Form eines „Buckypapers“, eine makroskopische Anordnung von CNTs auf einem Substrat [Bau+99]. Der kondensatorähnliche Aufbau besteht aus zwei Elektroden aus Kohlenstoffnanoröhrchen, die durch eine ionenleitende Membran getrennt sind. Diese dient gleichzeitig als Träger, Isolator und Ionenlieferant („trockenes“ Elektrolyt). Wird der Kondensator elektrisch geladen, kommt es zu einer Wanderung der Ionen aus dem Elektrolyt, die zu einer Verlängerung der Kohlenstoff-Bindungen führt, bzw. zu deren Verkürzung. Die resultierende Verbiegung der Aktoren wird maßgeblich durch die Eigenschaften der Trennmembran beeinflusst [Kos+08]. Abbildung 3.4 zeigt einen CNT-Aktor mit einer Elektrode aus CNT, die sich bei Anlegen der Betriebsspannung um etwa 1 % ausdehnt.

Ionische Polymeraktoren werden in den meisten Fällen aus vergleichsweise harten Materialien aufgebaut. Durch die relativ geringen Dehnungen werden für den aktorischen Betrieb meist Biegeaktoren aufgebaut, die sehr leistungsfähig sind. Dem Vorteil einer sehr geringen Betriebsspannung steht die Notwendigkeit eines Elektrolyten (häufig flüssig) und für die Wanderung der Ionen recht lange Reaktionszeiten (Zehntelsekunden und langsamer) und noch längere Relaxationszeiten (Minuten) gegenüber. Im Gleichspannungsbetrieb, also bei statischer Auslenkung, können die Akto-



**Abbildung 3.4:** Schematischer Aufbau eines CNT-Aktors, [Rie+09].

ren die interne Spannung nicht gegen eine externe Last aufrecht erhalten. Die Herstellung von stabilen Material- und Aktorkombinationen ist schwierig und die Materialien sind teuer, wenn sie überhaupt kommerziell erhältlich sind [BC01]. In Tabelle 3.1 sind typische Werte für die Dehnung  $S_z$ , im Betrieb generierter mechanischer Spannung  $\sigma_{\text{Aktor}}$  und elektrischer Betriebsspannung  $U_{\text{Aktor}}$  von ausgewählten ionischen Polymeraktoren gegenübergestellt. Auffallend sind die sehr großen Dehnungen, die mit Polymer-Gele erreichbar sind; der generierbare Druck ist demgegenüber verhältnismäßig klein.

**Tabelle 3.1:** Übersicht über typische Leistungsdaten von ionischen Polymeraktoren [Mad+04a; SRM97; SSK99].

Name	Dehnung $S_z$ in %	Druck $\sigma_{\text{Aktor}}$ in MPa	Betriebsspannung $U_{\text{Aktor}}$ in V
ionische Polymer-Metall-Komposite	0,5	3	1 – 4
ionische Polymer-Gele	40	2	10
leitfähige Polymere	0,5 – 10	1 – 500	3 – 6
Carbon-Nanotube Aktoren	0,2 – 1	1 – 27	1 – 30

### 3.1.2 Elektronische Polymeraktoren

Die Bewegungsmechanismen elektronischer Polymeraktoren basieren auf elektrischen Feldern oder Coulombkräften. Die folgenden sechs Aktorklassen sind etabliert:

- Elektrostriktive Pfpopf-Elastomere (Polymere)

Bei den elektrostriktiven Graft-Elastomeren (Pfpoppolymeren) handelt es sich um eine Entwicklung des NASA Langley Research Centers von 1999 [Su+99]. Dabei werden an das flexible langkettige Hauptpolymer kristallisierbare Seitenketten angelagert. Die Kristallisierung dieser Seitenketten führt zu einer physikalischen Vernetzung des Polymers und es werden elektrisch polarisierbare Kristalldomänen gebildet. Unter Einfluss eines externen elektrischen Feldes richten sich diese Domänen im Feld aus und verändern damit die Lage des Hauptpolymers, was zu einer Deformation des Körpers führt. Entfernen des Feldes führt zu einer zufälligen Verdrehung der Dipole und der Hauptpolymerkette; der Körper nimmt seine ursprüngliche Gestalt an. Die Gestaltänderung (Dehnung  $S$ ) hängt gemäß Gleichung (3.1) von dem feldinduzierten Dehnungskoeffizienten  $R$  und dem Quadrat der Feldstärke  $E$  ab [Wan+04]. Ein charakteristisches Merkmal der Graftpolymere ist deren hohes E-Modul  $Y \approx 500$  MPa und eine Dickenänderung von  $S \approx 4\% - 10\%$ , weshalb sie meist als Bieger aufgebaut werden.

$$S = R \cdot E^2 \quad (3.1)$$

- Dielektrische Elastomeraktoren (DEA)

Dielektrische Elastomeraktoren wurden in den 1990er Jahren von SRI International<sup>1</sup> vorgestellt. Der Aufbau der Aktoren entspricht einem Parallelplattenkondensator, dessen Dielektrikum aus einem inkompressiblen elastischen Medium (Elastomer) besteht. Ein über nachgiebige Elektroden aufgebrachtes elektrisches Feld verursacht eine Kontraktion in Feldrichtung, die gleichzeitig eine Vergrößerung der Aktorfläche senkrecht zur Feldrichtung hervorruft [PKK00]. Bei den verwendeten Materialien handelt es sich um Acryle und Silikone, beide reagieren sehr schnell, benötigen aber hohe Feldstärken, um extrem große Dehnungen und hohe Drücke erzeugen zu können. Mit dieser Klasse lassen sich die höchsten Energiedichten erzielen. Das frequenzabhängige Verhalten von VHB (Acryl-Elastomer von 3M) ist etwa zwei Größenordnungen (Faktor 100) schlechter als das von Silikonem [Kor+00]. Eine ausführlichere Beschreibung des Funktionsprinzips erfolgt in Kapitel 3.2.

- Elektrostriktives Papier (EAPAP)

Dabei handelt es sich um chemisch modifiziertes Papier, auf dessen Ober- und Unterseite Elektroden aufgebracht werden. Der tatsächliche Wirkmechanismus ist vermutlich eine Kombination aus einem piezoelektrischen Effekt und einem Ionen-Migrationseffekt, die beide vom Dipolmoment des Papiers abhängen. Mit diesen Materialkombinationen werden noch grundlegende Untersuchungen durchgeführt. Erste Biegeaktoren zeigen bei einer Länge von 30 mm eine Verbiegung an der Spitze von 3 mm, dies allerdings bei sehr geringen Feldstärken von etwa  $2 \text{ V}/\mu\text{m}$  [KS02]. Bei einer Filmdicke von  $25 - 200 \mu\text{m}$  werden Spannungen im Bereich von  $50 - 400 \text{ V}$  benötigt.

- Elektro-viskoelastisches Elastomer (ERP)

Dies entspricht prinzipiell einer Festkörpervariante der elektrorheologischen Fluide, bei denen es sich um eine Suspension mit dielektrischen Partikeln handelt. Befindet sich das ER-Fluid in einer polymerisierten Matrix, handelt es sich um einen ER-Festkörper, bei Realisierung in einem Elastomer als Träger spricht man entsprechend von einem elektro-viskoelastischen Elastomer [BC01]. Analog zum ERF richten sich die Partikel entlang der Feldlinien des externen Feldes aus und erzeugen eine innere Spannung und darüber eine Deformation. Im Vergleich zum Fluid haben Polymere einige Vorteile: die in der Matrix gebundenen Partikel können nicht sedimentieren, es gibt keine Abdichtungsprobleme, etc. AN und SHAW zeigen die Verdopplung des E-Moduls bei einem elektrischen Feld von  $2 \text{ V}/\mu\text{m}$  bei gerade 1 % Partikelkonzentration [AS03].

- Ferroelektrische Polymere (FEP)

Ferroelektrische Materialien sind vergleichbar mit piezoelektrischen Materialien. Ein externes elektrisches Feld verursacht eine Ausrichtung der im Material vorhandenen polarisierten Domänen. Eine permanente Polarisierung bleibt auch nach Entfernen des elektrischen Feldes vorhanden, bis durch Überschreiten der Curie-Temperatur eine Depolarisation auftritt [Mad+04a]. Eines der am häufigsten verwendeten Materialien ist  $\text{P}(\text{VDF-TrFE})^2$ , das durch eine hohe Elektronegativität der Fluoratome viele Domänen ausbildet. Bei relativ hohen elektrischen Feldern von  $\approx 200 \text{ V}/\mu\text{m}$  werden bei einem E-Modul des Materials von  $1 - 50 \text{ GPa}$  Dehnungen von  $2 - 10 \%$  erreicht. Die Dehnung  $S$  wird aus dem elektrostriktiven Koeffizienten  $Q$  und der Polarisierung  $P$  gemäß Gleichung (3.2) berechnet [BC01].

$$S = Q \cdot P^2 \quad (3.2)$$

- Flüssigkristall-Elastomere (LCE)

Die grundlegende Eigenschaft flüssigkristalliner Medien besteht in der Kombination aus

<sup>1</sup> Stanford Research Institute

<sup>2</sup> Polyvinylidenfluorid-Trifluorethylen

flüssigem Verhalten in Kombination mit anisotropen Materialeigenschaften, die typisch für kristalline Strukturen ist. Es handelt sich dabei um Kompositmaterialien, die aus einem Elastomer mit eingebauten leitfähigen Gruppen (flüssigkristalline Moleküle) bestehen [BC01]. Die Verformung wird durch die Spannungen der Änderung der Struktur und Ausrichtung der flüssigkristallinen Seitenketten hervorgerufen.

Die Ausrichtung erfolgt aufgrund der thermisch oder elektrostatisch verursachten Phasenwechsel [Mad+04a]. Das Polymer ist eine dehnbare Verbindung der kristallinen Anteile, eine Ausrichtung der kristallinen Moleküle ruft interne Spannungen hervor, die in einer Deformation des Polymerkörpers resultieren. Eine Reorientierung ist durch eine Temperaturerhöhung oder elektrische Felder möglich, wobei letztere schneller reagieren als thermische Effekte. Bei einem Feld von  $\approx 25 \text{ V}/\mu\text{m}$  entsteht ein Druck von  $\approx 210 \text{ kPa}$  und eine Dehnung von 5 %; thermisch erregte Elastomere erreichen 20 – 45 % Dehnung bei 1 – 120 kPa.

Elektrische Polymeraktoren können sowohl eine hohe Auslenkung in Feldrichtung (Kompression), als auch eine Expansion in der senkrecht dazu liegenden Ebene erreichen. Durch die teilweise extrem hohen Dehnungen gibt es eine Vielzahl an realisierten Aktoraufbauten. Dem Nachteil einer sehr hohen Betriebsfeldstärke und einer resultierenden hohen Betriebsspannung stehen sehr geringe Reaktionszeiten (Millisekunden) und Relaxationszeiten (Sekunden) gegenüber. Im Gleichspannungsbetrieb, also bei statischer Auslenkung, können die Aktoren die interne Spannung auch bei externer Last aufrecht erhalten. Für die Herstellung der meist einfachen Aktoraufbauten steht eine Vielzahl an Materialien zur Verfügung, allerdings sind diese noch nicht für den Betrieb optimiert [BC01]. In Tabelle 3.2 sind typische Werte für Aktordehnung  $S_z$ , im Betrieb generierter mechanischer Spannung  $\sigma_{\text{Aktor}}$ , relative Permittivität  $\epsilon_r$ , Feldstärke  $E_{\text{Aktor}}$  und dynamisches Verhalten von ausgewählten elektrischen Polymeraktoren gegenübergestellt.

**Tabelle 3.2:** Übersicht über typische Leistungsdaten von elektrischen Polymeraktoren [AS03; KS02; Mad+04a; Su+99; Yun+08].

Name	Dehnung $S_z$ in %	Druck $\sigma_{\text{Aktor}}$ in MPa	Permittivität $\epsilon_r$	Feldstärke $E_{\text{Aktor}}$ in $\text{V}/\mu\text{m}$	Bandbreite $F_{\text{Aktor}}$ in kHz
Graft-Elastomere	4	22	11	120	/
DEA - Acryl	380	1,6 – 7,7	4,5	125 – 440	> 50
DEA - Silikon	120	0,3 – 3,2	3	110 – 350	> 50
EAPAP	4	200	/	2	/
ERP	1	/	/	2,5	/
FEP	7	20 – 45	55	13	< 0,1
LCE-therm.	45	0,05 – 0,45	/	leitf.	< 0,1
LCE-el.	4	/	4 <sup>a</sup>	1,5	< 0,1

<sup>a</sup> 15 – 40 bei 0,1Hz

## Resümee

Unter Berücksichtigung der erzielbaren Dehnungen und Drücke sind Polymer-Gele als Vertreter der ionischen Polymeraktoren, sowie die Graft-Elastomere und dielektrische Elastomeraktoren unter den elektrischen Polymeraktoren die vielversprechendsten Aktortechnologien für den Bau eines kompakten taktilen Displays. Sollen mit der gewählten Aktortechnologie jedoch auch dynamische Signale dargestellt werden, sind die Polymer-Gele nicht zu verwenden. Das Problem der Graft-Elastomere besteht in deren Verfügbarkeit: diese speziell entwickelten Materialien sind kom-

merziell nicht verfügbar und werden offensichtlich nur von sehr wenigen Forschungsstellen für den Eigengebrauch hergestellt. Das macht sie darüberhinaus extrem teuer.

Als geeignete Aktortechnologie verbleiben dielektrische Elastomeraktoren. Silikone weisen gegenüber Acrylen zwar leicht geringere Dehnungen und Drücke auf, sind dafür jedoch für dynamische Anwendungen besser geeignet. Eine abschließende Auswahl eines dieser Materialien kann daher erst nach Festlegung einer Bauform erfolgen. Das Funktionsprinzip dielektrischer Elastomeraktoren wird im Folgenden näher beschrieben, um mit diesem grundlegenden Verständnis im Anschluss mögliche Bauformen abzuleiten.

### 3.2 Funktionsprinzip dielektrischer Elastomeraktoren

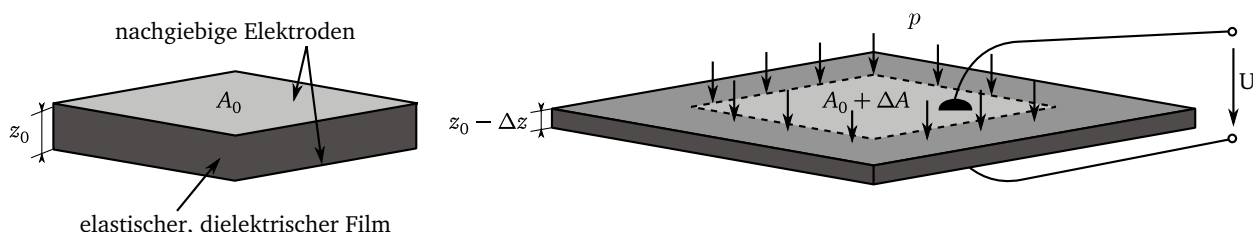
Der grundlegende Aufbau eines dielektrischen Elastomeraktors ist in Abbildung 3.5 gezeigt. Ein Polymerfilm (bzw. Elastomerfilm) ist auf seiner Ober- und Unterseite mit einer dehnbaren Elektrode versehen.

Das Funktionsprinzip dielektrischer Elastomeraktoren entspricht dabei grundsätzlich dem eines elektrostatischen Wandlers: Im Aktorbetrieb wird durch eine Potentialdifferenz ein elektrisches Feld erzeugt, das Anziehungskräfte der entgegengesetzt geladenen Elektroden entlang der Feldlinien hervorruft. Im Gegensatz zu einem elektrostatischen Luftspaltaktor sind bei dielektrischen Elastomeraktoren die Elektroden jedoch durch ein elastisches Dielektrikum (Elastomere) getrennt.

Wie jeder elektromechanische Wandler kann auch ein dielektrischer Elastomeraktor als Sensor betrieben werden [Kor+02]. Dies erfolgt über die elektrische Kapazitätsänderung des Wandlers unter Einfluss einer externen mechanischen Kraft, die eine Deformation verursacht. Weiterhin ist dieser Effekt für einen generatorischen Betrieb nutzbar [Pel+01]: Mechanische Kräfte werden genutzt, um den Aktor als „Ladungspumpe“ zu betreiben.

Die besondere Eigenschaft der Elastomere ist deren Inkompressibilität [And86], d.h. das Volumen des Elastomerkörpers bleibt zu jedem Zeitpunkt konstant. Ein ideal inkompressibles Material hat demnach eine Querkontraktionszahl von  $\nu = 0,5$ , für Elastomere kann eine Querkontraktionszahl  $\nu > 0,499$  angenommen werden [Gen01] und damit als inkompressibel betrachtet werden. Bewegen sich nun aufgrund der elektrostatischen Kräfte die beiden Elektroden aufeinander zu, so führt eine Verringerung der Dicke des Dielektrikums in Feldrichtung gleichzeitig zu einer Ausdehnung in den anderen beiden Raumrichtungen (in der Ebene senkrecht zur Feldrichtung).

Abbildung 3.5 zeigt den Ausgangszustand eines dielektrischen Elastomeraktors, sowie dessen Zustandsänderung unter Einwirkung eines elektrischen Feldes.



**Abbildung 3.5:** Wirkung eines elektrischen Feldes auf ein elastisches Dielektrikum.

Eine Betrachtung dieser beiden Zustände liefert folgende Veränderungen:

1. Der Abstand der Elektroden hat sich verringert:  $z = z_0 - \Delta z$

2. Die Fläche der Elektroden hat sich vergrößert:  $A = A_0 + \Delta A$

3. Bei Anschluss an eine Spannungsquelle erhöht sich die Ladung:  $Q = Q_0 + \Delta Q$

Die Kapazität  $C$  dieser Anordnung entspricht dem Verhältnis der zugeführten Ladungen  $Q$  zur resultierenden Spannung  $U$ . Für eine Elektrodenfläche  $A$  und einen Elektrodenabstand  $z$  ergibt sich die Kapazität nach Gleichung (3.3).

$$C = \frac{Q}{U} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{z} \quad (3.3)$$

Dabei ist  $\epsilon_0$  die elektrische Feldkonstante und  $\epsilon_r$  die relative Permittivität des Dielektrikums. Für eine Energiebetrachtung ist zunächst die im elektrischen Feld gespeicherte Energie nach Gleichung (3.4) gegeben.

$$W_{\text{el}} = \frac{1}{2} C U^2 = \frac{1}{2} \frac{Q^2}{C} \quad (3.4)$$

Für die drei Zustandsänderungen kann mit Gleichung (3.4) die jeweils hervorgerufene Energieänderung  $dW$  ermittelt werden.

$$dW_1 = \frac{1}{2} \frac{Q^2}{C} \left( \frac{1}{z} \right) dz \quad (3.5)$$

$$dW_2 = -\frac{1}{2} \frac{Q^2}{C} \left( \frac{1}{A} \right) dA \quad (3.6)$$

$$dW_3 = \frac{1}{2} \frac{Q^2}{C} dQ = \frac{Q}{C} dQ = U dQ \quad (3.7)$$

Es ergibt sich eine Gesamtenergieänderung  $dW_{\text{ges}}$  nach Gleichung (3.8).

$$dW_{\text{ges}} = U dQ + \frac{1}{2} \frac{Q^2}{C} \left[ \left( \frac{1}{z} \right) dz - \left( \frac{1}{A} \right) dA \right] \quad (3.8)$$

Um diesen Ausdruck weiter zu vereinfachen, muss der Zusammenhang zwischen Flächenänderung und Dickenänderung betrachtet werden. Für ein konstantes Volumen des Elastomerkörpers muss Gleichung (3.9) immer erfüllt sein.

$$(A_0 + \Delta A)(z_0 + \Delta z) = V \stackrel{!}{=} \text{const.} \quad (3.9)$$

Als Flächen- bzw. Dickendehnung ( $S_A, S_z$ ) werden die auf die Ausgangsgrößen ( $A_0, z_0$ ) bezogenen Änderungen ( $\Delta A, \Delta z$ ) gemäß Gleichung (3.10) eingeführt.

$$S_A = \frac{\Delta A}{A_0} ; S_z = \frac{\Delta z}{z_0} \quad (3.10)$$

Mit Gleichung (3.9) und Gleichung (3.10) lässt sich die Flächenänderung als Funktion der Dickenänderung nach Gleichung (3.11) angeben.

$$A_0 \cdot z_0 = (A_0 + S_A \cdot A_0)(z_0 + S_z \cdot z_0)$$



$$\frac{A_0 \cdot z_0}{z_0(1 + S_z)} = A_0(1 + S_A)$$

$$\frac{1}{1 + S_z} = 1 + S_A$$

$$S_A = -\frac{S_z}{1 + S_z} \quad (3.11)$$

Für kleine Dickendehnungen  $S_z$  gilt die Näherung  $S_A = -S_z$  und somit Gleichung (3.12).

$$\frac{\Delta A}{A_0} = -\frac{\Delta z}{z_0}$$

$$z_0 \cdot \Delta A = -A_0 \cdot \Delta z \quad (3.12)$$

Unter Berücksichtigung dieses Zusammenhanges vereinfacht sich Gleichung (3.8) zu Gleichung (3.13)

$$dW_{\text{ges}} = U dQ + C U^2 \left( \frac{1}{z} \right) dz \quad (3.13)$$

Die Energieänderung entspricht also der elektrischen Energieänderung der von der Spannungsquelle zugeführten Ladungen und der umgesetzten mechanischen Energie, die von der Geometrie (Fläche und Dicke) abhängt. Durch Differenzieren von Gleichung (3.13) ergibt sich die in Feldrichtung wirkende Kraft nach Gleichung (3.15), mit der sich die Elektroden anziehen, bzw. der elektrostatische Druck nach Gleichung (3.19), den der Aktor auf seiner Elektrodenfläche generiert.

$$F_z = \frac{\partial W_{\text{ges}}}{\partial z} \quad (3.14)$$

$$F_z = C \cdot \frac{1}{z} \cdot U^2 \quad (3.15)$$

Bei genauerer Betrachtung von Gleichung (3.15) fällt auf, dass die Dickenänderung  $\Delta z$  nicht enthalten ist. Wie zuvor gezeigt, beeinflusst diese jedoch auch die Fläche  $A$ . Für die Flächenvergrößerung ergibt sich unter Verwendung von Gleichung (3.10) und Gleichung (3.11) die von der Dickenänderung abhängige Fläche  $A(z)$ .

$$A(z) = A_0 \left( \frac{z_0}{z_0 + \Delta z} \right) = A_0 \frac{1}{1 + S_z} \quad (3.16)$$

Mit Gleichung (3.16) und der aktuellen Dicke  $z = z_0 + \Delta z$  kann die dickenabhängige Kapazität  $C(z)$  berechnet werden.

$$C(z) = \epsilon_0 \epsilon_r A_0 z_0 \left( \frac{1}{z_0 + \Delta z} \right)^2 \quad (3.17)$$



Gleichung (3.18) gibt die resultierende Kraft, gemäß Gleichung (3.15) mit der dickenabhängigen Kapazität  $C(z)$  und der aktuellen Dicke  $z = z_0 + \Delta z$ , der Elektroden aufeinander an.

$$F_z = \varepsilon_0 \varepsilon_r A_0 z_0 \frac{U^2}{(z_0 + \Delta z)^3} \quad (3.18)$$

Bezieht man diese Kraft auf die Ausgangsfläche der Elektroden  $A_0$ , so ergibt sich der elektrostatische Druck  $p_{\text{elstat}}$  nach Gleichung (3.19)

$$p_{\text{elstat}} = \varepsilon_0 \varepsilon_r z_0 \frac{U^2}{(z_0 + \Delta z)^3} \quad (3.19)$$

Bei einer nicht zu vernachlässigenden Änderung der Elektrodenfläche muss die Kraft jedoch auf die aktuelle Fläche  $A(z)$  bezogen werden. Es ergibt sich Gleichung (3.20).

$$p_{\text{elstat}}(z) = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{U^2}{(z_0 + \Delta z)^2} \quad (3.20)$$

Für eine Berechnung der Leerlaufauslenkung ist diese Gleichung noch recht unhandlich. Zu Beginn des Ladevorgangs beträgt die Dickenänderung  $\Delta z = 0$ . Der elektrostatische Druck nach Gleichung (3.21) wirkt auf das Dielektrikum.

$$p = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{U^2}{z_0^2} = \varepsilon_0 \varepsilon_r E^2 \quad (3.21)$$

Dieser originäre Druck bewirkt eine Stauchung des Dielektrikums gemäß Gleichung (3.23).

$$-S_z = \frac{p}{Y_C} \quad (3.22)$$

$$-S_z = \frac{-\Delta z}{z_0} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{U^2}{z_0^2} \frac{1}{Y_C} \quad (3.23)$$

Dabei repräsentiert  $Y_C$  den uniaxialen Kompressionsmodul, der die resultierende Dickenänderung für uniaxiale Druckspannungen angibt. Die negative Dickendehnung ergibt sich durch die Definition, der elektrostatische Druck kann nur zu einer negativen Dehnung führen. Eine anschaulichere Erklärung für diesen Vorgang liefert die Betrachtung des elektrischen Feldes. Aus einer Ausgangskonfiguration heraus wird ein elektrisches Feld erzeugt. Dieses bewirkt eine Deformation, die wiederum das elektrische Feld vergrößert. Erst wenn das Kompressionsmodul größer wird als der elektrostatische Druck zwischen den beiden Platten, stellt sich ein Kräftegleichgewicht ein und der Aktor verharrt in diesem Deformationszustand.

Berücksichtigt man den Deformationszustand in Gleichung (3.19), so ergeben sich mit steigender Auslenkung deutlich höhere Drücke. Allerdings sind in den vorangegangenen Berechnungen einige Annahmen idealisiert worden. So ist das Material z.B. nicht absolut volumenkonstant, die Elektroden, die auf dem Dielektrikum sind, behindern die Querdehnung zu einem gewissen Teil, ebenso wie ein passiver Rand, der üblicher Weise die Elektroden umgibt. Weiterhin treten Verluste im Elastomer in Form von Kriechen und Viskoelastizität auf. Für eine Abschätzung der Leerlaufauslenkung hat sich Gleichung (3.23) sowohl in der Literatur [Car+03; KPJ95; PKJ98], als auch bei den eigenen Arbeiten bewährt.

---

Ein weiterer Vorteil an der Darstellung von Gleichung (3.23) ist der offensichtliche Zusammenhang, der zwischen Material- und Betriebsparametern besteht. Die Ursache der Bewegung des Aktors ist das elektrische Feld. Da der Druck quadratisch von ihm abhängt, kommt ihm die größte Bedeutung zu. Die maximale Feldstärke wird jedoch vom Material, genauer gesagt von dessen Durchschlagsfeldstärke bestimmt. Eine Überschreitung dieses Grenzwertes führt zu Durchschlägen durch das Dielektrikum und damit in den meisten Fällen zu einer Zerstörung des Aktors. Weiterhin beeinflusst die relative Permittivität des Dielektrikums linear den erzielbaren elektrostatischen Druck. Je besser das Dielektrikum polarisierbar ist, desto größer wird der sich einstellende Druck. Unabhängig vom generierten elektrostatischen Druck beeinflusst das uniaxiale Kompressionsmodul  $Y_C$  massiv die resultierende Auslenkung. Je weicher das verwendete Material ist, desto größer ist bei gleichem Druck die resultierende Auslenkung.

Dielektrische Elastomeraktoren müssen also hinsichtlich der spezifischen Anwendung sehr genau ausgelegt werden. Neben der zu erreichenden absoluten Deformation des Aktors ist dabei meist die Betriebsspannung von großer Bedeutung. In diesem Fall wird über die Durchschlagfestigkeit des Dielektrikums die zu realisierende Schichtdicke bestimmt.

---

### 3.3 Bauformen dielektrischer Elastomeraktoren

---

An Hand des Funktionsprinzips wird die Vielseitigkeit dielektrischer Elastomeraktoren ersichtlich. Die meisten der bisher realisierten Bauformen sind in Demonstrationsobjekten entstanden, bei denen mit einer möglichst geschickten Aktoranordnung die gewünschte Wirkung erreicht wird. Als Aktormaterial, das im wesentlichen der dielektrische Film selbst ist, kommen zwei Gruppen zum Einsatz, nämlich Acryl-Elastomere und Silikon-Elastomere.

Für Acryl-Elastomere kommt in den meisten Fällen ein kommerzielles doppelseitiges Klebeband zum Einsatz (z.B. VHB 49xx von 3M). Diese Filme sind sehr weich und haben eine Dicke von 0,5 – 1 mm. Unter einer hohen mechanischen Vordehnung von mehreren 100 % wird die Dicke deutlich verringert, wodurch die benötigte Betriebsspannung reduziert wird. Weiterhin nimmt die Steifigkeit zu und die Durchschlagsfeldstärke steigt drastisch an [Kof+03]. Durch die guten Klebeigenschaften des Acryls ist das Applizieren der Elektroden sehr einfach und der Aufbau komplexer Aktoren, wie beispielsweise Rollenaktoren, ist möglich. Ein Nachteil dieses Materials sind die Kriecheffekte in den gedehnten Filmen, die einen negativen Einfluss auf das dynamische Verhalten der Aktoren haben und darüber hinaus für eine verhältnismäßig kurze Lebensdauer der Aktoren verantwortlich sind [KSL08].

Silikon-Elastomere zeichnet im Allgemeinen eine höhere Dynamik und geringere Verluste aus. Allerdings sind auch geringere Dehnungen und geringere Drücke erreichbar. Die Auswahl an verfügbaren und bereits erfolgreich eingesetzten Silikonen ist deutlich größer, allerdings werden auch hier Materialien zweckentfremdet und müssen neben den technischen Parametern für einen Aktor vor allem den Anforderungen für eine entsprechende Herstellung genügen. Im Gegensatz zu den Acrylen müssen Silikone nicht einer Vordehnung unterzogen werden, somit sind einfachere Aktoraufbauten möglich.

Für eine Klassifizierung der Bauformen bietet sich neben dem verwendeten Material eine Unterscheidung nach der genutzten Gestaltänderung, also entweder die Kontraktion in Feldrichtung (Längseffekt) oder die Expansion senkrecht zur Feldrichtung (Quereffekt), an. Wie in Kapitel 3.2 erwähnt, treten immer beide Effekte gleichzeitig auf, doch wird grundsätzlich nur eine Bewegungsrichtung genutzt. Gemäß dieses Kriteriums sind im Folgenden einige Aktorbauformen repräsentativ vorgestellt.

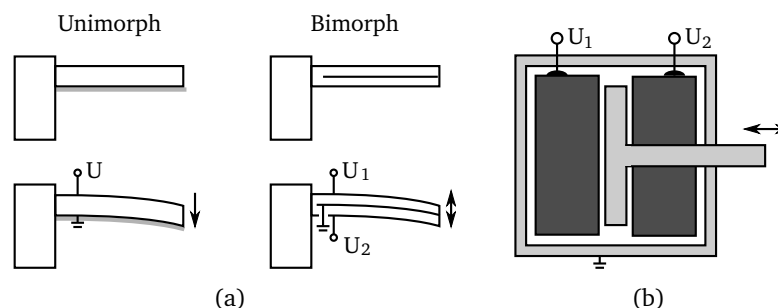
## Quereffekt-Aktoren

- Biegeaktoren

Diese werden sowohl als einschichtige Unimorphstrukturen als auch als Bimorphstrukturen aufgebaut. Bei einem einschichtigen Aktor muss dieser auf einem Substrat appliziert werden. Im aktivierten Zustand führt die planare Ausdehnung zu einer Verbiegung in Richtung des Substrats, ähnlich einem Bimetall. Bimorphstrukturen bestehen aus zwei aufeinander liegenden Aktoren, die in der Mitte eine gemeinsame Elektrode haben. Durch wechselseitig anlegbare Felder kann der Bieger in beide Richtungen verformt werden, wie in Abbildung 3.6(a) gezeigt [Kor+99].

- Planare Protagonist-Antagonist-Konfiguration

Bei diesen Aktoren wird ein großflächig vorgespannter Film auf einer Seite mit mindestens zwei unabhängigen Elektrodenfeldern versehen, auf der Rückseite kann eine gemeinsame Elektrode aufgebracht werden. Die Aktivierung eines Aktors führt durch die planare Ausdehnung zu einer Verschiebung des Mittelpunktes (bzw. des Abgriffs) hin zu dem nicht aktivierten Teil [Kor+00]. Ein solcher Aufbau ist in Abbildung 3.6(b) skizziert.



**Abbildung 3.6:** Einfache Bauformen dielektrischer Elastomeraktoren (a) Biegeaktoren mit unterschiedlichen Bewegungsmöglichkeiten, [Kor+99] (b) planare Struktur mit Protagonist-Antagonist-Konfiguration (gemeinsame Gegenelektrode auf der Rückseite), [Kor+00].

- Membranaktoren

Dieses ist eine der häufigsten Aktorstrukturen, bei der ein dielektrischer Film wie eine Membran eingespannt ist. Die Vergrößerung der Aktorfläche im aktuierten Zustand führt zu einer Aufwölbung dieser Membran. Mittels einer lateralen Vorspannung kann eine Vorzugsrichtung der Aufwölbung definiert werden [Kor+98]. Abbildung 3.7(a) zeigt den Aufbau eines Membranaktors.

- Universal Muscle Actuator™ (UMA™)

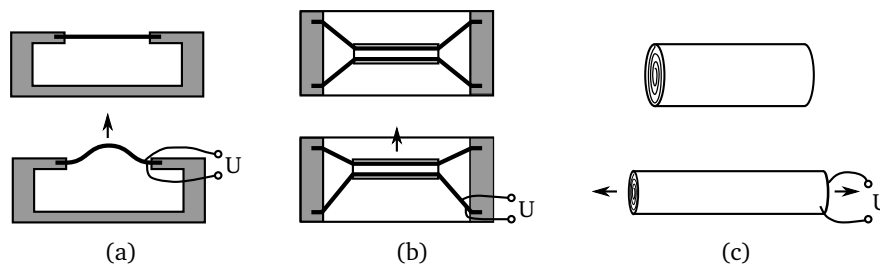
Bei diesem Aktor handelt es sich um den ersten kommerziell verfügbaren dielektrischen Elastomeraktor der Firma AMI<sup>3</sup>. Er besteht aus zwei Membranaktoren, die in einem festen Abstand voneinander fixiert sind. Eine zusätzliche Vorspannung ist über eine zentrale Verbindung der beiden Membranen realisiert, die in diesem Bereich direkt aufeinander liegen. Die beiden Membranen sind somit senkrecht zur Mittelachse vorgespannt. Wird eine der beiden Membranen aktiviert, bewegt sich die Abtriebseinheit in der Mitte in Richtung der nicht aktivierten Membran [Ros+08a]. Der schematische Aufbau eines solchen Aktors ist in Abbildung 3.7(b) zu sehen.

- Rollenaktor

Rollenaktoren bestehen meist aus einem um eine Feder oder passive Struktur aufgerollten

<sup>3</sup> Artificial Muscle Incorporated

Film. Es sind jedoch auch kernlose Rollen realisiert. Die Bewegungsrichtung hängt dabei von dem Kern sowie der Strukturierung der Elektroden ab. So können beispielsweise vorgespannte Federn im Zentrum eines Rollenaktors der Länge verändert werden oder bei segmentierten Elektroden entlang der Achse der Feder sogar seitliche Bewegungen vollführen [KL06; KPJ95]. Kommerziell werden Rollenaktoren unterschiedlicher Größen von der Firma POLY-POWER (Danfoss) hergestellt, die damit der zweite kommerzielle Anbieter für dielektrische Elastomeraktoren ist [TKB09]. Abbildung 3.7(c) zeigt den Aufbau eines solchen kommerziellen Rollenaktors.



**Abbildung 3.7:** (a) Membranaktor [Kor+98] (b) Der UMA™ entspricht einem Doppelmembranaktor mit Protagonist-Antagonist-Konfiguration [Ros+08a] (c) Rollenaktor [TKB09].

- Kniehebelaktor

Diese Aktoren funktionieren ähnlich wie die Protagonist-Antagonist-Aktoren, allerdings erfolgt die Aufspannung auf zwei festen Kanten, oben und unten in Abbildung 3.8(a). Die zwei dazwischenliegenden flexiblen Strukturen ermöglichen die Nutzung der kompletten Flächendehnung und nicht nur die einer der beiden Komponenten. Wegen der Ähnlichkeit zu einer Fliege werden sie im Englischen auch als „Bowtie“-Aktoren bezeichnet [Kor+02].

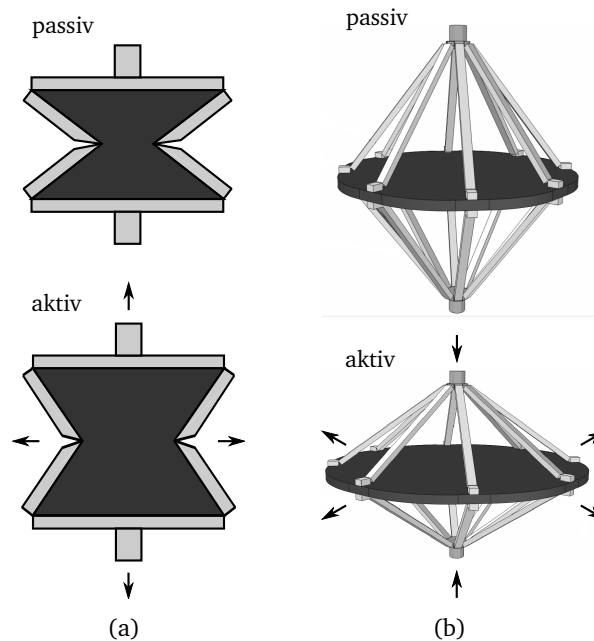
- Spinnenaktor

Bei diesem Aktor befindet sich die aktive Fläche in der Mitte und ist auf der Ober- und Unterseite mit den beiden Ankopplungsflächen über mehrere Beine verbunden. Die planare Veränderung der Fläche führt bei konstanter Beinlänge zu einer Abstandsänderung der beiden Außenflächen zueinander. Der Aufbau ist in Abbildung 3.8(b) schematisch dargestellt [PB08].

Bemerkenswert ist die Tatsache, dass von allen Bauformen lediglich die Biegeaktoren auch ohne eine mechanische Vordehnung der dielektrischen Filme realisierbar sind. Alle anderen Strukturen, die den Quereffekt nutzen, benötigen die Federeigenschaften des passiven Teils des Aktors im nicht aktuierten Zustand oder den eines Antagonisten.

## Längseffektaktoren

Die Nutzung des Längseffektes ist in einem einschichtigen Aktor nahezu sinnlos: selbst bei einer Dickenänderung von etwa 20 % erfordert eine Auslenkung von 100  $\mu\text{m}$  einen 500  $\mu\text{m}$  dicken Ausgangsfilm, der an einer Spannung von weit über 10 kV betrieben werden muss. Aus diesem Grund werden Aktoren, die eine Formänderung in Feldrichtung nutzen sollen, als Vielschichtaktoren aufgebaut. Diese werden im folgenden Abschnitt vorgestellt und miteinander verglichen.



**Abbildung 3.8:** Aktoren, die in flexible mechanische Strukturen integriert sind um die Flächendehnung in eine Längsbewegung zu transformieren (a) Kniehebel- oder „Bowtie“-Aktor [Kor+02] (b) Spinnenaktor [PB08].

### 3.4 Dielektrische Elastomerstapelaktoren

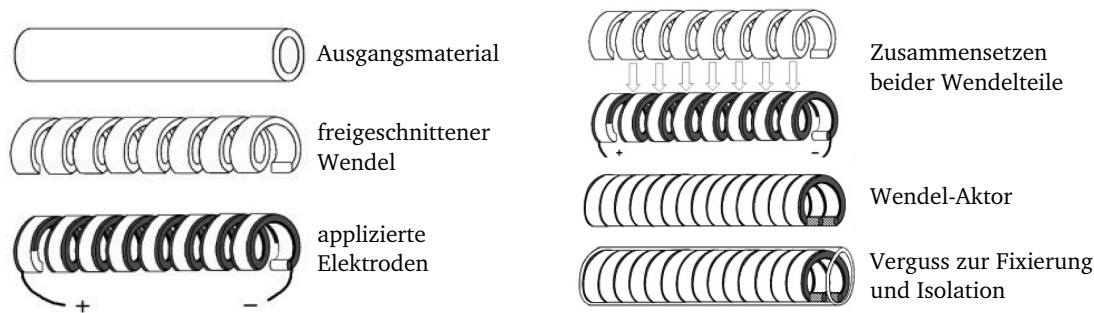
Wie der grundlegenden Gleichung (3.21) ersichtlich ist, wird der die Deformation verursachende elektrostatische Druck von dem elektrischen Feld und der relativen Permittivität beeinflusst. Um eine möglichst niedrige Betriebsspannung zu benötigen, muss also für ein gleichbleibendes elektrisches Feld die Schichtdicke, also der Abstand der Elektroden, verringert werden. Zwangsläufig führt dies aber auch zu einer Verringerung der absoluten Deformation des Aktors. Um diesen Nachteil auszugleichen, werden mehrere Schichten übereinander gestapelt und mit wechselnder Polarität beaufschlagt. So kann die mechanische Serienschaltung mehrerer Aktoren die Auslenkung vergrößern, durch die elektrische Parallelschaltung wird weiterhin über allen dielektrischen Filmen ein gleich großes Feld erzeugt.

Schon in einer der ersten Veröffentlichungen von PELRINE u. a. im Jahr 1997 werden neben unterschiedlichen Materialien auch unterschiedliche Herstellungstechnologien vorgeschlagen. So wird neben der Schleudertechnologie für sehr dünne Schichten auch ein erster Multilayer-Stapel aufgebaut. Dieser besteht aus vier Lagen dielektrischen Polymers, die jeweils eine Elektrode tragen und manuell aufeinander gelegt werden [Pel+97].

Die erste Umsetzung der Kombination dieser beiden Vorteile zeigte JUNGSMANN. In dem dieser Arbeit zu Grunde liegendem automatisierten Herstellungsprozess können bis zu 100 Schichten automatisiert übereinander prozessiert werden. Die Schichtdicken der dielektrischen Filme betragen zwischen 50  $\mu\text{m}$  und 25  $\mu\text{m}$ . Eine nähere Beschreibung des Prozesses erfolgt in Kapitel 4.

Einen vergleichsweise einfachen Aufbau zeigen CARPI und ROSSI mit einem wendelförmigen Aktor. Aus einem Schlauch wird eine Wendel ausgeschnitten und auf beiden Seiten mit einem leitfähigen Material als Elektrode bestrichen. Nach Einsetzen in den verbliebenen Teil des Ausgangsmaterials entsteht eine isolierte Doppelwendel, die zum Schutz vor Delamination abschließend außen vergossen wird. Die Schrittfolge der Prozessierung ist in Abbildung 3.9 schematisch dargestellt. Der

größte Vorteil dieser Technik besteht in der Einfachheit der Herstellung, außerdem muss die Elektodenwendel nur an einer Stelle kontaktiert werden. Allerdings hat auch dieser einfache Aufbau seine Grenzen: die Wendelstruktur lässt sich nicht beliebig klein schneiden, die Demonstratoren weisen eine Wendeldicke von 1 mm auf [CR04], was nicht dem eigentlichen Ziel einer Verringerung der Betriebsspannung der Multilayertechnik genügt. Durch die Steigung der Wendel entsteht ein zusätzlicher Verlustfaktor, da die resultierende Feldfläche kleiner ist als die Querschnittsfläche des Hohlzylinders [Car+05]. Bei  $14 \text{ V}/\mu\text{m}$  erreicht der Aktor eine Dehnung von 5%. Bei einer Dicke des dielektrischen Films von  $0,8 - 1 \text{ mm}$  ist eine Betriebsspannung von  $> 10 \text{ kV}$  notwendig.



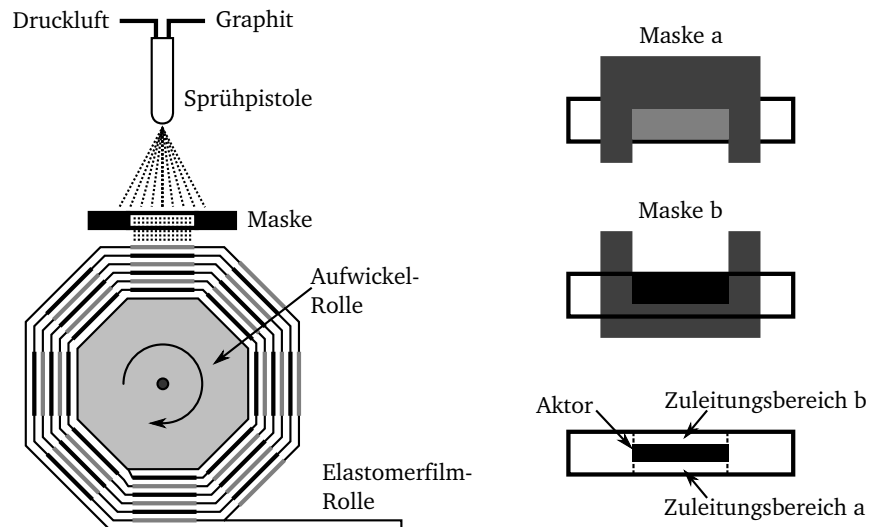
**Abbildung 3.9:** Herstellungsschritte für einen Wendelaktor nach CARPI u. a. [Car+05].

Eine weitere Umsetzung der Multilayer-Technologie zeigen KOO u. a., die mit einer von JUNGSMANN inspirierten Technologie Stapel aus acht Filmen mit einer Schichtdicke von  $20 - 25 \mu\text{m}$  mittels eines Schleuderprozesses aufbauen. Diese Aktoren werden in einen Polymerrahmen eingelegt und mit diesem durch Heißpressen verbunden. Es entsteht somit ein Diaphragma-Aktor, der bei niedrigerer Spannung betrieben werden kann [Koo+06a]. Allerdings sind die Spannungen mit bis zu  $3 \text{ kV}$  noch immer sehr hoch, bzw. im Bereich vergleichbarer einschichtiger Systeme (Abschnitt 3.3).

Ein halbautomatischer Rolle-zu-Rolle Prozess wird von RANDAZZO u. a. vorgeschlagen. Hier wird das Standardmaterial (Klebeband) aus Acryl von 3M, allerdings mit einer recht geringen Dicke von  $50 \mu\text{m}$  verwendet. Beim Aufwickeln auf den Aktorträger wird die Rolle in beliebigen Winkelpositionen angehalten und über ein Maskensystem mit einer Elektrode aus einer Graphitsuspension versehen. Hierbei wird die für die Kontaktierung notwendige Zuleitung der Elektroden wechselseitig zu einer Kante realisiert. Der Herstellungsprozess ist in Abbildung 3.10 schematisch dargestellt. Die Segmente müssen am Ende des Herstellungsprozesses manuell vereinzelt werden, können dann aber in beliebige Blöcke aus Reihen- und Parallelanordnungen zusammengesetzt werden. Durch Besprühen der Stirnseiten mit dem Elektrodenmaterial werden die einzelnen Schichten miteinander leitend verbunden, für den elektrischen Anschluss werden Drähte mit fixiert [Ran+08a; Ran+08b].

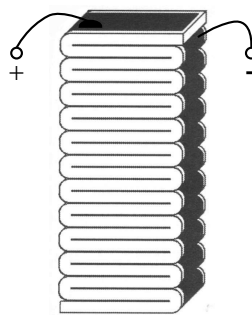
Eine weitere ebenfalls sehr einfach zu realisierende Stapel-Technologie stammt von CARPI und ROSSI. Ein einzelner, langer Elastomerfilm wird auf beiden Seiten mit einer Elektrode versehen. Wird dieser Film wie in Abbildung 3.11 dargestellt zusammengefaltet, entsteht ein Stapelaktor mit einer interdigitalen Elektrodenstruktur [CR06]. Zwar wird hiermit ein komplizierter Schicht-für-Schicht Prozess umgangen, allerdings sind auch hier keine extrem dünnen Schichten produzierbar, wodurch die Betriebsspannung nicht besonders gering ausfällt. Für eine Deformation um 15% ist eine Feldstärke von  $16 \text{ V}/\mu\text{m}$  erforderlich. Bei einer typischen Filmdicke von  $0,5 - 0,8 \text{ mm}$  bedeutet das eine Betriebsspannung von  $> 8 \text{ kV}$ . Vorteilhaft bei diesem Konzept ist die leichte Kontaktierung, muss jeder Stapel doch nur an einer Kante einmal kontaktiert werden. Im Betrieb kann dies bei zu langen Streifen zu einem sehr hohen Widerstand der Elektroden führen. Beim Anlegen einer





**Abbildung 3.10:** Herstellung der aufgerollten Stapelaktoren von RANDAZZO u. a. und Strukturierung der Elektroden, nach [Ran+08b].

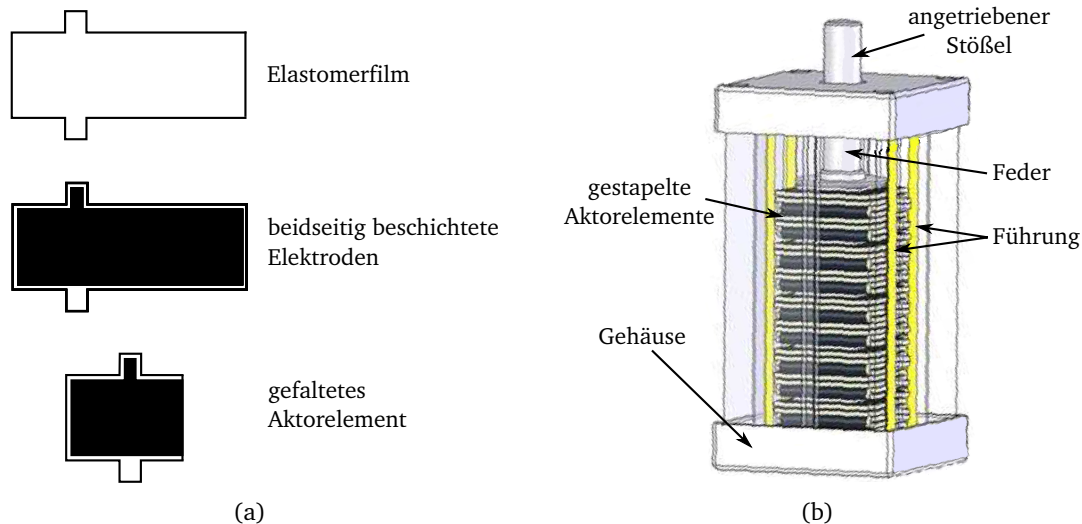
Spannung kommt es bei besonders hohen Stapeln daher zunächst nur im Bereich der Kontaktierung zu einer Kontraktion, die sich dann langsam durch den gesamten Stapel fortsetzt.



**Abbildung 3.11:** Gefalteter Stapelaktor von CARPI und ROSSI [CR06].

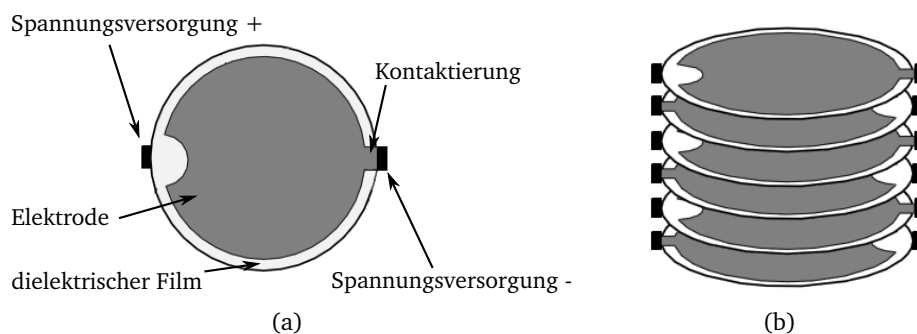
Auf Grundlage des gefalteten Stapelaktors haben CHUC u. a. einen vielschichtigen Aktor entwickelt, bei dem einzelne dielektrische Filme mit einer Dicke von  $60 - 90 \mu\text{m}$  automatisiert hergestellt werden. Diese Filme werden auf beiden Seiten mit einer Elektrode versehen und anschließend zu einer Platte gefaltet, so dass sich in der Mitte eine Elektrode befindet, die oben und unten von Dielektrikum und Gegenelektrode eingeschlossen ist (Abbildung 3.12(a)). Diese Elektrodenpaare lassen sich beliebig oft übereinander stapeln, benötigen lediglich ein zusätzliches Gehäuse, um über einen federgelagerten Zylinder die resultierende Auslenkung und Kraft nutzbar zu machen (Abbildung 3.12(b)). Durch die getrennte Kontaktierung der einzelnen Platten kann eine separate Ansteuerung der Einzelaktoren erfolgen [Chu+07]. Für die benötigte maximale Feldstärke von etwa  $40 \text{ V}/\mu\text{m}$  wird eine Betriebsspannung von  $3,5 \text{ kV}$  benötigt.

Eine weitere Vereinfachung bietet die Herstellungsweise der Stapelaktoren aus separaten Filmen nach KOVACS und DURING. Dabei werden automatisiert einzelne Silikonfilme ausgeschnitten und mit Elektroden versehen, die wie in Abbildung 3.13(a) gezeigt auf einer Seite eine Kontaktierungszuleitung aufweisen. Im Folgeschritt werden diese Silikonfilme jeweils wechselweise um  $180^\circ$  aufeinander gestapelt, Abbildung 3.13(b). Es können Stapel mit 200 Schichten gebaut werden. Bei einer Betriebsspannung von  $4 \text{ kV}$  erreichen diese Stapelaktoren im Leerlauf eine maximale Dehnung von etwa  $40 \%$  [KD09]. Ein solcher Aktor kann ein Gewicht von  $4,5 \text{ kg}$  um  $1 \text{ mm}$  anheben,



**Abbildung 3.12:** Aufbau des Stapelaktors nach CHUC u. a. [Chu+07] (a) Herstellung eines einzelnen Aktorelements (b) Aufbau des kompletten Aktors.

was einer Dehnung von immerhin noch 5 % entspricht. Das Eigengewicht des Aktors kann auf etwa 100 g geschätzt werden.



**Abbildung 3.13:** Aufbau der gestapelten Aktoren von KOVACS und DURING [KD09] (a) Aufbau eines einzelnen dielektrischen Films mit Elektrode (b) Stapel aus wechselweise gedrehten Elementen.

## Resümee

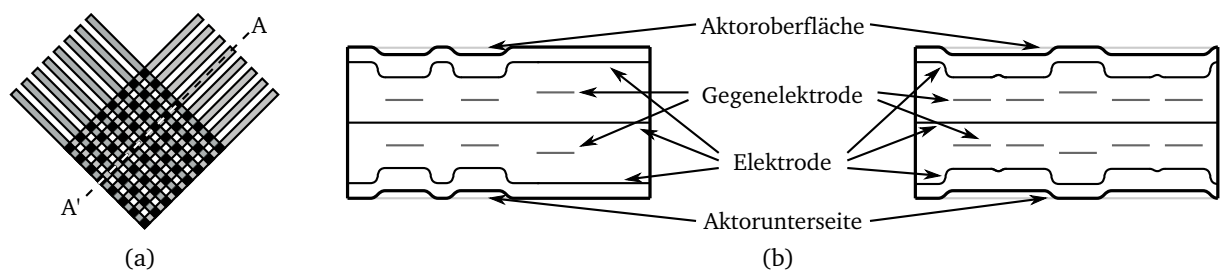
Gerade die letzten beiden Stapel zeigen, dass Multilayer-Aktoren auch für Anwendungen in der Robotik u.ä. geeignet sind. Daher wird in diesen Fällen bewusst die benötigte Betriebsspannung nicht zu weit abgesenkt, um schon mit wenigen Schichten auf eine den Anforderungen genügende Auslenkung zu kommen. Diese Aktoren eignen sich als Stellantriebe, sie können einige Newton an Kraft auf einem Weg von mehreren Millimetern aufbringen. Die relativen Dehnungen sind auch hier in der Größenordnung von 10 – 15 %.

Die für eine niedrige Betriebsspannung erforderlichen extrem dünnen dielektrischen Filme können nur mit einem deutlich höheren Aufwand hergestellt werden. Je größer die dabei noch erzielbaren Auslenkungen sind, desto komplexer werden die Anforderungen an eine entsprechende Herstellungstechnologie. Die von JUNGSMANN und KOO u. a. genutzten Verfahren bieten die einzigartige Möglichkeit, solche Aktoren in einer sehr hohen Dichte in ein homogenes Substrat zu integrieren.



Die einzelnen Aktorelemente sind dabei elektrisch unabhängig, können also individuell adressiert werden.

Mit der in Abbildung 3.14(a) gezeigten Struktur, in diesem Fall eine 8 x 8-Matrix, sollen dielektrische Elastomeraktoren als Aktorarrays aufgebaut werden. Die sich in Zeilen und Spalten überlappenden Elektrodengebiete bilden die Aktorelemente. Die Auslegung der erzielbaren Deformationen ist bereits in Tabelle 2.6 bestimmt. Hinsichtlich der Schichtdicken der dielektrischen Filme ist zu prüfen, wie weit diese reduziert werden können, um eine minimale Betriebsspannung für das taktile Display zu ermöglichen. Weiterhin sind die Strukturgrößen, also die kleinsten Elektrodendurchmesser oder Abstände zwischen den Elektroden, mit höchstens 2 mm zu realisieren. Im Idealfall sollen diese jedoch auf 0,5 mm reduziert werden. Die Aktorelemente müssen vor allem so dicht gefertigt werden, dass die Aktoroberfläche zwischen benachbarten Elementen keine störende Erhöhung aufweist. Dieser Effekt ist schematisch für zwei unterschiedliche Abstände der benachbarten Elektroden in Abbildung 3.14(b) skizziert. Zu sehen ist der Schnitt A-A' aus Abbildung 3.14(a), wobei einzelne Aktoren aktiviert sind. Im linken Bildteil führt der zu große Abstand zwischen den Elektroden zu ungewollten Deformationen an der Aktoroberseite.



**Abbildung 3.14:** Konzept einer Aktoranordnung für ein taktiles Display aus dielektrischen Elastomerstapelaktoren (a) Matrix-Struktur der Elektroden und Gegenelektroden (b) Einfluss des Abstandes zwischen benachbarten Elektrodenzeilen auf die Deformation der Aktoroberfläche.



---

## 4 Technologie zur Herstellung von dielektrischen Elastomerstapelaktoren

---

Für die Entwicklung geeigneter Elastomerstapelaktoren muss eine Vielzahl an Parametern bei der Materialauswahl berücksichtigt werden. Vornehmlich ist dabei auf erforderliche Eigenschaften für eine zuverlässige Technologie zur reproduzierbaren Herstellung der Aktoren zu achten. Die Materialparameter lassen sich hinsichtlich ihres Einflusses auf die Herstellung bzw. auf den Aktorbetrieb in Fertigungsparameter und Aktorparameter gliedern. Aus den verfügbaren Materialien muss eine Auswahl erfolgen, die den besten Kompromiss hinsichtlich der beiden Zielstellungen zur Herstellung und der Aktorleistung bildet. Bei der Technologieentwicklung muss jedoch stets beachtet werden, dass alle Prozesse so weit wie möglich variierbar bleiben, um auch später verfügbare Materialien prozessieren zu können.

Im Folgenden wird der von JUNGSMANN entwickelte Prozess, auf dem diese Arbeit aufbaut, näher erläutert und die Ziele für eine Neuentwicklung identifiziert. Daran schließt die systematische Entwicklung der einzelnen Prozessschritte an. Für die Herstellung der dielektrischen Filme und der Elektroden werden jeweils alternative Materialien und Prozesse aufgezeigt. Die umgesetzten Verfahren werden charakterisiert. Dabei werden jeweils sowohl die Materialeigenschaften selbst als auch der Einfluss der Prozessierung auf diese Eigenschaften untersucht. Dies ermöglicht ein besseres Verständnis der Herstellungstechnologie und damit die Gestaltung effektiverer Aktoren. Abschließend werden die Ergebnisse in Form der aufgebauten Anlage zur automatisierten Herstellung und einigen Aktoren zusammengefasst.

---

### 4.1 Dielektrische Elastomeraktoren in Multilayertechnologie

---

Wie bereits in Kapitel 3 beschrieben, gibt es eine Vielzahl an Bauformen von dielektrischen Elastomeraktoren. JUNGSMANN stellte dabei als erster eine Technologie zur automatisierten Herstellung von Stapelaktoren vor, die auch die Vorzüge einer hohen Aktordichte und geringen Betriebsspannung adressiert [Jun04]. Aus den Ergebnissen dieser Arbeit lassen sich viele wichtige Erkenntnisse gewinnen, die in eine deutliche Verbesserung der Technologie und der Aktoren überführt werden.

Für die dielektrischen Schichten kommt ein Silikon-Elastomer (Elastosil® P7670 von WACKER) zum Einsatz. Dabei handelt es sich um ein zweikomponentiges, additionsvernetzendes Elastomer. Die Elektroden werden aus Graphitpartikeln („MF 2“ Flockengraphit-Puder von NGS) hergestellt. Der Herstellungsprozess besteht aus drei relevanten Schritten, die entsprechend der gewünschten Schichtzahl wiederholt werden:

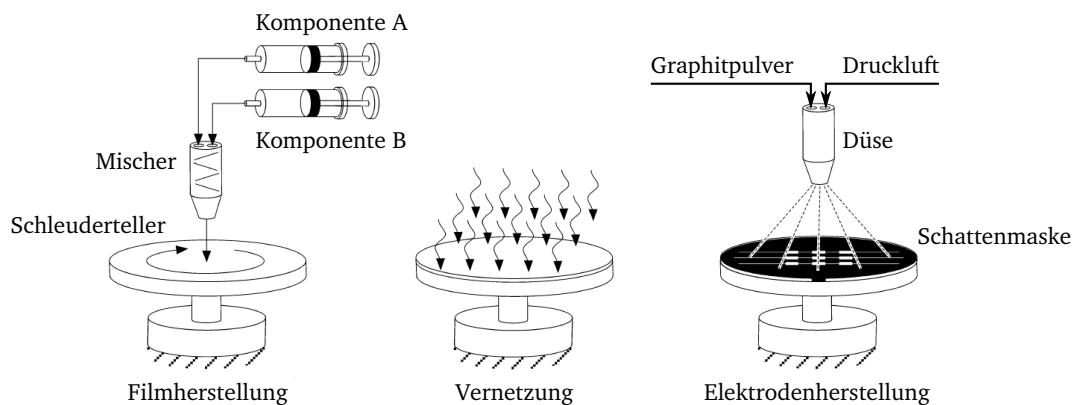
1. Herstellung des dielektrischen Films  
Das benötigte Volumen an flüssigem Ausgangsmaterial wird dosiert und durch einen statischen Mischer auf den Schleuderteller aufgetragen. Primär in Abhängigkeit der Drehzahl des Schleudertellers wird das Elastomer auf die gewünschte Schichtdicke abgeschleudert.
2. Beschleunigtes Vernetzen  
Zwar handelt es sich bei dem verwendeten Material um ein schnell vernetzendes Elastomer, jedoch benötigt selbst dieses etwa 30 Minuten bis zu einem Vernetzungszustand, in dem eine Aufbringung der Elektrode möglich ist. Durch das Einbringen thermischer Energie wird die

Vernetzung beschleunigt. Damit kann die Vernetzungsdauer auf etwa drei Minuten reduziert werden.

### 3. Herstellung der strukturierten Elektroden

Der vernetzte Elastomerfilm wird mit einer Schattenmaske bedeckt. Durch die strukturierten Öffnungen dieser Maske werden leitfähige Graphitpartikel, die mit einem Graphit-Druckluft-Gemisch aufgesprüht werden, auf dem Elastomerfilm abgeschieden.

Die drei Herstellungsschritte sind in Abbildung 4.1 veranschaulicht. Um eine getrennte Kontaktierung der Elektroden zu ermöglichen, wird die Schattenmaske in den folgenden wiederholten Schritten jeweils um einen vorgegebenen Winkel verdreht aufgesetzt. Mit dieser Technologie sind Stapel mit über 50 Schichten aufgebaut worden [JMS04a].



**Abbildung 4.1:** Dreistufiger Herstellungsprozess der Elastomerstapelaktoren nach [Jun04].

#### 4.1.1 Analyse der bisherigen Prozessierung

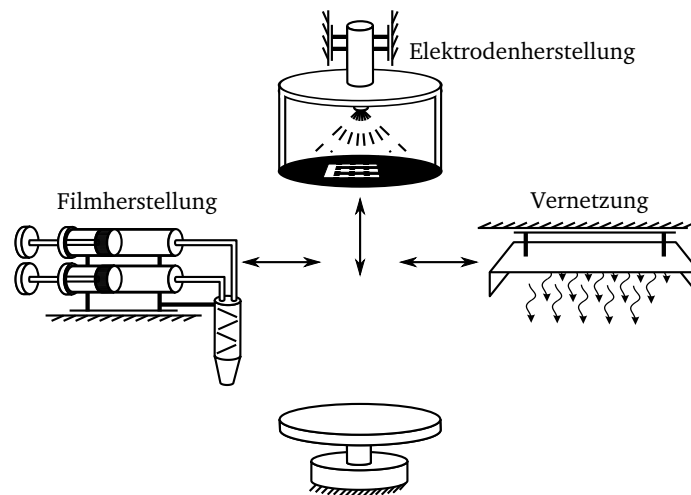
Aus vielen Versuchen kann ein grundlegendes Problem eindeutig identifiziert werden: unter gleichen äußeren Bedingungen führt der automatisierte Ablauf zu keinen gleichbleibenden Prozessergebnissen.

Die meisten Fehler resultieren aus dem Prozessschritt der Elektrodenaufbringung. Ursachen dafür sind in der Verwendung des Aerosols und der dafür benötigten Düse identifiziert. Nähere Details zu diesem Prozessschritt sind in Anhang A zu finden.

Ein weiteres Problem stellt das Absetzen der Schattenmaske auf der Elastomeroberfläche dar. Bei wachsender Dicke des Aktorstapels führt ein zu hoher Anpressdruck im Randbereich der Maske zu einem Aufwölben der Maske im mittleren Bereich. Die resultierenden Unterblasungen vergrößern die minimalen Strukturbreiten erheblich. Teilweise ist dieser Effekt so stark, dass es zu Querverbindungen der Aktorelemente kommt und der Aktor damit unbrauchbar wird.

Ein grundlegender Nachteil des Aufbaus ist die Anordnung der einzelnen Prozessschritte um den Schleuderteller als zentrales Element herum. Abbildung 4.2 veranschaulicht diesen Aufbau. Es ist offensichtlich, dass die Prozessschritte sich sehr leicht gegenseitig beeinflussen und beispielsweise Graphitpartikel in die gerade im Schleuderprozess befindliche flüssige Silikonschicht eindringen können.

Die identifizierten Schwachstellen führen zu einer nicht unerheblichen Dezimierung der Ausbeute an funktionsfähigen Aktoren.



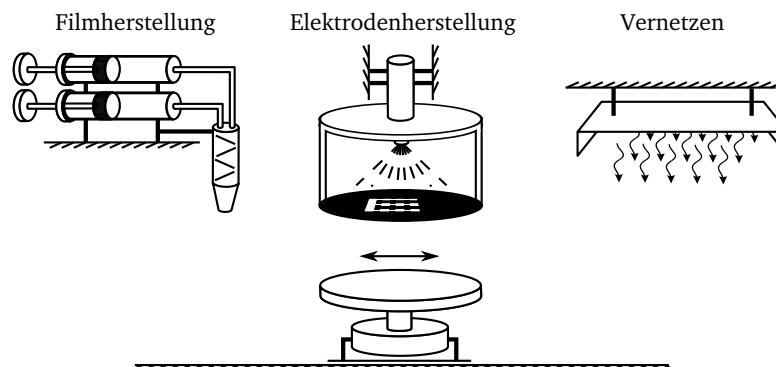
**Abbildung 4.2:** Der Schleuderteller ist das zentrale Element der Herstellungsmaschine, alle anderen Prozessschritte werden zum Schleuderteller bewegt.

#### 4.1.2 Ziele für eine neue Multilayer-Technologie

Um dem Anspruch einer reproduzierbaren Technologie gerecht zu werden, muss die Herstellung der Elektroden grundlegend überarbeitet werden. Viele Anforderungen an diesen Prozessschritt sind aber auch von der Wahl des Materials für die dielektrischen Schichten abhängig, da die Elektrode auf diesem Elastomerfilm aufgebracht wird.

Weiterhin ist darauf zu achten, dass alle Prozessschritte möglichst genau definiert sind und dabei viele Prozessparameter kontrolliert werden können. Dies dient sowohl der Kontrolle der Prozessierung selbst, als auch der Möglichkeit durch Parametervariation den Einfluss auf die Aktoren zu bestimmen und somit eine Optimierung betreiben zu können.

Der Aufbau der Fertigungsanlage wird in ein lineares Schienensystem mit Linearführungen überführt. Der schematische Aufbau dieser Konfiguration ist in Abbildung 4.3 zu sehen. Das Verfahren des Schleudertellers ermöglicht neben der festen Installation der Prozessschritte und der damit verbundenen festen räumlichen Trennung von flüssigem Silikon und Graphit auch weiteren Platz für künftige Prozesse, die schrittweise in Betrieb genommen oder weiterentwickelt werden können. Die Verfügbarkeit der Anlage und die Ausbaufähigkeit werden damit erhöht.



**Abbildung 4.3:** Der Schleuderteller wird zu den einzelnen festen Prozessstationen gefahren.

Die von JUNGSMANN ermittelte Durchschlagfeldstärke von  $90 \text{ V}/\mu\text{m}$  ist bedeutend höher als die in der Literatur zu findenden  $20 - 30 \text{ V}/\mu\text{m}$  für unbelastete Elastomere [SLK02]. Eine deshalb

---

durchgeführte Untersuchung der Durchschlagfeldstärke von LOTZ ergibt eine maximale Betriebsfeldstärke für Elastosil® P7670 von  $30 \text{ V}/\mu\text{m}$  bei dynamischer Anregung. Im statischen Betrieb ist eine Feldstärke von  $40 \text{ V}/\mu\text{m}$  erreichbar, ohne dass es zu einem elektrischen Durchschlag kommt [Lot09]. Damit die benötigte Betriebsspannung auf unter  $1000 \text{ V}$  reduziert werden kann, ist eine Schichtdicke von etwa  $30 \mu\text{m}$  zu erreichen. Eine Reduzierung auf unter  $20 \mu\text{m}$  ermöglicht Betriebsspannungen von unter  $600 \text{ V}$ , was für die Anwendung in einem taktilen Display eine wünschenswerte Anforderung ist.

Im Folgenden werden die Entwicklungen der drei grundlegenden Prozessschritte erläutert und abschließend das Gesamtsystem nebst dem Steuerungskonzept in Abschnitt 4.5 vorgestellt.

---

## 4.2 Herstellung dielektrischer Filme

---

Das Elastomer bildet mit den äußeren Schichten die Gehäusung des Aktors und gleichzeitig das für die Umsetzung der Bewegung wichtige Dielektrikum, dem eine entscheidende Bedeutung zukommt. Unter Berücksichtigung von Gleichung (3.23) ist ersichtlich, dass gleich drei materialabhängige Parameter das elektro-mechanische Wandlungsverhalten beeinflussen:

- Die relative Permittivität  $\epsilon_r$  hat einen linearen Einfluss auf den elektrostatischen Druck und damit auch auf die Aktorauslenkung.
- Die Durchschlagfeldstärke  $E_{bd}$  des Elastomers definiert den maximal nutzbaren elektrostatischen Druck, bzw. die maximale Betriebsspannung für eine gewählte Schichtdicke (oder umgekehrt).
- Für die Auslenkung ist aber auch das uniaxiale Kompressionsmodul  $Y_C$  entscheidend. Je größer die Nachgiebigkeit des Elastomers, desto weiter lässt es sich bei gleicher Kraft auslenken, je geringer die Nachgiebigkeit ist, desto größere Kräfte können bei gleicher Auslenkung aufgebracht werden.

---

### 4.2.1 Materialwahl

---

Wie erwähnt, gibt es im Bereich der Materialforschung auf dem Gebiet der dielektrischen Elastomeraktoren noch einen großen Entwicklungsbedarf und damit ein großes Potential, die Aktorleistung deutlich zu erhöhen. Die Tatsache, dass die meisten Materialien zweckentfremdet sind, führt zum Beispiel dazu, dass eines der populärsten Materialien, das Acryl-Elastomer VHB von 3M offensichtlich seine elektrischen Eigenschaften von Charge zu Charge ändert. Dies ist zumindest eine Erklärung für die extrem große Bandbreite an bereits veröffentlichten Werten für die Permittivität [Kof08; MCA09; WM05].

In Ermangelung besserer Ausgangsmaterialien oder einer gezielten Material-Neuentwicklung haben sich mehrere Arbeiten bereits der Modifikation der „Standardmaterialien“ gewidmet. Das sicherlich erfolgreichste Beispiel dafür ist die Entwicklung eines „Interpenetrierenden-Polymer-Netzwerks“ (IPN) von HA u. a. [Ha+08]. Dabei wird das Acryl-Elastomer (VHB 9410) mechanisch vorgedehnt ( $\approx 400 \%$ ) und in diesem Zustand mit einem flüssigen Polymer (Trimethylpropan-Trimethacrylat TMPTMA) als Additiv versetzt. Nach dessen thermischer Vernetzung kann die Acrylfolie entspannt werden. Diese zieht sich zusammen und staucht dabei das neue Polymer. Es stellt sich also ein Kräftegleichgewicht der beiden Polymernetzwerke ein, in dem das Acryl

unter Zugspannung und das zusätzliche Polymer unter Druckspannung ist. Somit kann ein vorgedehnter Zustand stabilisiert werden [Ha+08]. Mit dieser Materialmodifizierung sind höhere Energiedichten und bessere elektromechanische Kopplungsfaktoren nachgewiesen.

Auf Seiten der Silikon-Elastomere basieren viele Ansätze zur Materialverbesserung auf einer Erhöhung der Permittivität. Dafür gibt es verschiedene Ansätze, die letztlich aber immer auf der Einbettung zusätzlicher, leicht polarisierbarer Stoffe beruhen. Diese Komposite lassen sich hinsichtlich der Art der zugegebenen Füllstoffe in leitfähige, organische und anorganische Polymerkomposite unterscheiden.

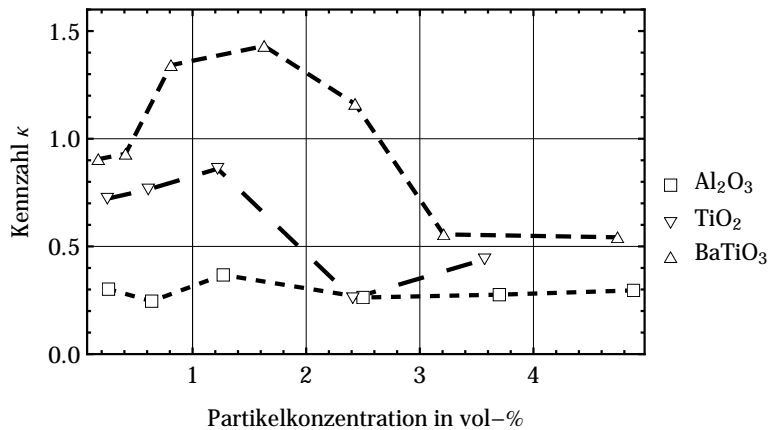
Ein Beispiel für die Verwendung leitfähiger Füllstoffe zur Erhöhung der Polarisierbarkeit des Polymers zeigen CAMERON u. a. Sie dispergieren Graphit in das Elastomer, bis kurz vor Erreichen der Perkolationsschwelle. Bei diesem Füllgrad steigt auch die Permittivität sprunghaft an. Für den aktorischen Betrieb ist dieser Gewinn allerdings nicht nutzbar, da die Durchschlagfeldstärke stark sinkt und gleichzeitig das Kompositmaterial an Nachgiebigkeit verliert. Der Nachteil eines veränderten uniaxialen Kompressionsmoduls kann durch den Einsatz einwandiger Kohlenstoffnanoröhren (SWCNT) umgangen werden. UNDERHILL und MICHALCHUK berichten von einem Zehntel der benötigten Partikelmenge, um einen Füllgrad nahe der Perkolationsschwelle zu erreichen. Dabei steigt das Kompressionsmodul nicht einmal auf das Doppelte an [UM05]. Das Problem einer verminderten Durchschlagfeldstärke bleibt prinzipbedingt bestehen.

Die Verwendung organischer Füllstoffe führt ebenso zu einer Erhöhung der Permittivität um  $\approx 35\%$ , allerdings ist diese Erhöhung nur bei niedrigen Frequenzen nutzbar, im Frequenzbereich zwischen 100 Hz und 1 kHz halbiert sich der Permittivitätsgewinn bereits wieder. Zusätzlich treten auch hier Erhöhungen des Kompressionsmoduls auf [RKGJ08]. Die Ergebnisse variieren in Abhängigkeit der verwendeten Polymere, Füllstoffe und Dispersionsverfahren. So produzieren ZHANG u. a. Komposite, die eine Energiedichte von  $> 0,1 \text{ J/m}^3$  schon bei  $13 \text{ V}/\mu\text{m}$  anstelle der etwa  $70 \text{ V}/\mu\text{m}$  für das reine Elastomer erreichen [Zha+02].

Mit der Dispersion hochpermittiver anorganischer Füllstoffe sind bisher die meisten und besten Ergebnisse veröffentlicht. Das Problem der Frequenzabhängigkeit der Permittivitätsverbesserung bleibt grundsätzlich bestehen. SZABO u. a. beschreiben den Gewinn an Permittivität durch Dispersion von Bariumtitanat, Titandioxid und Blei-Magnesium-Niobat-Blei-Titanat ([Gal+07; Sza+03]), allerdings gehen auch diese mit einer drastischen Erhöhung des E-Moduls einher. Das Ziel einer Erhöhung der Aktorauslenkung wird somit nicht erreicht: bei einer Erhöhung des Füllstoffanteils nimmt die Auslenkung aufgrund der hohen Interaktion zwischen Füllpartikeln und Elastomer-matrix im Aktorbetrieb ab. CARPI und ROSSI stellen eine ganze Materialrecherche von Füllstoffen vor und validieren entsprechende Modelle für den Permittivitätsgewinn in Abhängigkeit des Füllgrades [CR05]. Die weiteren Auswirkungen sind allerdings nicht beschrieben.

Die Arbeit von LOTZ fokussiert bei der Materialverbesserung alle für den aktorischen Betrieb wichtigen Faktoren. Die eingeführte Leistungszahl  $\kappa$  nach Gleichung (4.1) berücksichtigt den Einfluss aller Materialparameter auf die Aktorauslenkung, also die Veränderung des Kompressionsmoduls  $Y_C$ , der Permittivität  $\varepsilon_r$  und der Durchschlagfeldstärke  $E_{bd}$  des Komposits (K) und setzt diese ins Verhältnis zu den Parametern des Referenzmaterials (R) Elastosil<sup>®</sup> P7670. Abbildung 4.4 zeigt die Leistungszahl  $\kappa$  in Abhängigkeit der Partikelkonzentration im Elastomer. Der maximale Gewinn beträgt 1,4 und wird bei einem Füllgrad von etwa 1,7 vol-% erreicht. Eine genauere Betrachtung der Ursache für die Verbesserung offenbart eine drastische Reduzierung des Kompressionsmoduls, die damit einen größeren Einfluss hat, als die Erhöhung der Permittivität [Lot09].

$$\kappa = \frac{Y_{C,R}}{Y_{C,K}} \cdot \frac{E_K^2}{E_R^2} \cdot \frac{\varepsilon_K}{\varepsilon_R} \quad (4.1)$$



**Abbildung 4.4:** Leistungszahl  $\kappa$  in Abhängigkeit des Füllgrades.

Der Einsatz konjugierter Polymere ist ein weiterer Weg zur Materialverbesserung, da hier direkt die Polymermatrix modifiziert wird, indem hoch polarisierbare Polymere (Poly-Hexyl-Thiophene) eingemischt werden können und nach CARPI u. a. schon bei sehr geringen Füllgraden (1 gew-%) hohe Steigerungen der Aktorleistung erreichen [Car+08]. Unklar ist allerdings, welcher Ursache diese Verbesserung entspringt.

Problematisch bei der Erstellung von Kompositen bleibt eindeutig die Tatsache, dass es zumindest bisher nicht gelungen ist, einzelne Parameter gezielt zu verbessern. In den meisten Fällen gehen die Verbesserungen mit vergleichbar großen Verschlechterungen einher, so dass im Resultat keine nennenswerte Verbesserung erzielt wird. Die Interaktion zwischen Füllstoffpartikeln und Polymermatrix verursachen im allgemeinen eine Verhärtung gegenüber dem Ausgangsmaterial, leitfähige Partikel setzen die maximale Feldstärke deutlich herab.

Aus diesen Gründen wird bei der Auslegung einer neuen Technologie zunächst auf den Einsatz selbst hergestellter Komposite verzichtet. Der Möglichkeit wird jedoch Rechnung getragen, indem eine mögliche Erhöhung der Viskosität der Ausgangsstoffe berücksichtigt wird. Das bisher erfolgreich verwendete Elastomer Elastosil® P7670 besteht aus zwei Komponenten und ist additionsvernetzend. Weitere Vorteile sind die für beide Komponenten niedrigen Viskositäten (1,8 Pas) sowie eine kurze Topfzeit (23 min bei 23°C). Da dieses Material eigentlich zur Herstellung flexibler Formteile für die Prothetik verwendet wird, entspricht die Nachgiebigkeit etwa der des menschlichen Gewebes. Damit ist für die Stimulation der taktilen Wahrnehmung ein weiterer Vorteil in Form einer mechanischen Impedanzanpassung näherungsweise gegeben.

#### 4.2.2 Prozessierung

Für das Ziel dieser Arbeit, eine Reduzierung der Betriebsspannung der Aktoren zu erreichen ist die Herstellung dünner dielektrischer Filme erforderlich. Dabei ist neben der absoluten Dicke dieser Filme vor allem auf die Homogenität der Filmdicke zu achten. Die Bedeutung einer homogenen Filmdicke zeigt folgende überschlägige Betrachtung, bei der der Einfluss einer um 10 % schwankenden Filmdicke ermittelt wird: Die maximale Betriebsspannung ist über die Durchschlagfeldstärke mit der Filmdicke verknüpft. In diesem Fall wird die Spannung nach der dünnsten Stelle des Films ausgelegt. In den 10 % dickeren Bereichen des Films ist die Spannung ebenfalls etwa 10 % kleiner als zulässig. Die Feldstärke ist damit um etwa 20 % reduziert und der resultierende Druck liegt fast 40 % unterhalb des erreichbaren Wertes. In Abhängigkeit der lateralen Ausdehnung



der Aktoren oder der realisierten Aktordichte kann eine inhomogene Filmdicke zu ungewollten ungleichmäßigen Verformung des Aktors oder zu unterschiedlichem Verhalten benachbarter Aktoren führen.

Zur Herstellung gleichmäßiger dünner Elastomerfilme sind grundsätzlich mehrere Technologien nutzbar:

- **Tauchen oder Gießen**  
Tauchen und Gießen sind bereits erprobte Verfahren zur Herstellung dielektrischer Elastomeraktoren [Pel+97]. Die mit diesen Verfahren herstellbaren Filmdicken können zwar auch unter 100 µm betragen, jedoch sind dafür extrem niederviskose Ausgangselastomere erforderlich.
- **Sprühen oder Drucken**  
Ähnlich dem Gießverfahren können flüssige Elastomere auch auf ein Substrat aufgesprüht oder aufgedruckt werden. Bei geeigneter Beschaffenheit des Ausgangsmaterials sind die gewünschten Schichtdicken herstellbar. Die Filmdicke beim Sprühprozess wird von der Entfernung zur Düse beeinflusst, der wachsende Aktorstapel muss also berücksichtigt werden. Gleiches gilt für das Drucken. Zusätzlich ist hier das benötigte Equipment wesentlich aufwändiger [RWS09].
- **Schleudern**  
Die Herstellung dünner dielektrischer Filme mittels eines Schleuderprozesses ist ebenso erprobt. Es konnten Schichtdicken einzelner Filme bis zu 1 µm hergestellt werden. Das Ausgangselastomer musste dafür allerdings mit Naphta verdünnt werden [Pel+00], denn auch beim Schleuderprozess beeinflusst die Medienviskosität die resultierende Filmdicke. Mehrere Arbeiten erreichen Filmdicken im Bereich von 50 µm bis 30 µm.
- **Laminieren**  
Laminieren ist besonders hinsichtlich großer Mengen ein sehr geeigneter Prozess, da es einen Rolle-zu-Rolle Prozess ermöglicht. Bisher stehen jedoch keine geeigneten Materialien in Folienform zur Verfügung. Eine aufwändige Vordehnungseinrichtung ist nur für die Herstellung großflächiger Aktoren sinnvoll, wie es beispielsweise von KOVACS und LOCHMATTER realisiert ist [KL06]

Von dem Laminierprozess abgesehen, der eine eigene Herstellung der Ausgangsfolie erfordert, wird die resultierende Filmdicke bei allen Verfahren von der Viskosität des Ausgangsmediums beeinflusst. Grundsätzlich ist das Verdünnen von Elastomeren möglich, wodurch eine niedrigere Viskosität erreicht wird. Es gilt jedoch zu beachten, dass im Hinblick auf eine homogene und im Aktorstapel gleich bleibende Dicke die Viskosität konstant gehalten werden muss. Für das Verdünnen der Ausgangsmedien sind meist hoch giftige Lösemittel erforderlich. Dabei besteht die Gefahr der Verflüchtigung des Lösemittels im Verlaufe des Herstellungsprozesses, was zu einer ansteigenden Viskosität und damit zu einer Veränderung der Schichtdicke bei gleichbleibenden Herstellungsparametern führt. Der zuvor beschriebene Effekt kann grundsätzlich auch bei nicht verdünnten Elastomeren auftreten, je nach Vernetzungsprozess ist dies zu berücksichtigen. Die Herstellung reproduzierbarer Schichtdicken erfordert eine extrem gleichmäßige zeitliche Abfolge der Prozessschritte. Eine manuelle Fertigung ist kaum in der Lage, dies zu gewährleisten. Diese Erkenntnisse wurden konsequent in eine Technologie zur automatisierten Herstellung umgesetzt [Jun04].

Die Anforderungen an die elektrischen Materialparameter sind eingangs des Kapitels erläutert worden. Hinsichtlich der Herstellungsparameter ist eine geringe, vor allem aber im zeitlichen Rahmen eines kompletten Prozesszyklus möglichst geringe Veränderung der Viskosität erforderlich. Bei additiv vernetzenden Polymeren nimmt diese zwar ab dem Mischzeitpunkt zu, jedoch kann bei einer

---

Zykluszeit unter 15 Minuten und einer möglichst geringen Temperatur von einer gleich bleibenden Viskosität ausgegangen werden.

Unter Beibehaltung des bisher verwendeten Elastomers wird auch weiterhin die Filmherstellung mittels eines Schleuderprozesses realisiert. Ein gleichbleibender zeitlicher Ablauf kann dabei eine konstante Schichtdicke gewährleisten. Dem späteren Einsatz optimierter Elastomermaterialien oder Komposite wird durch die Berücksichtigung einer höheren Viskosität des Ausgangsmediums Rechnung getragen.

---

#### 4.2.3 Theorie des Schleuderprozesses

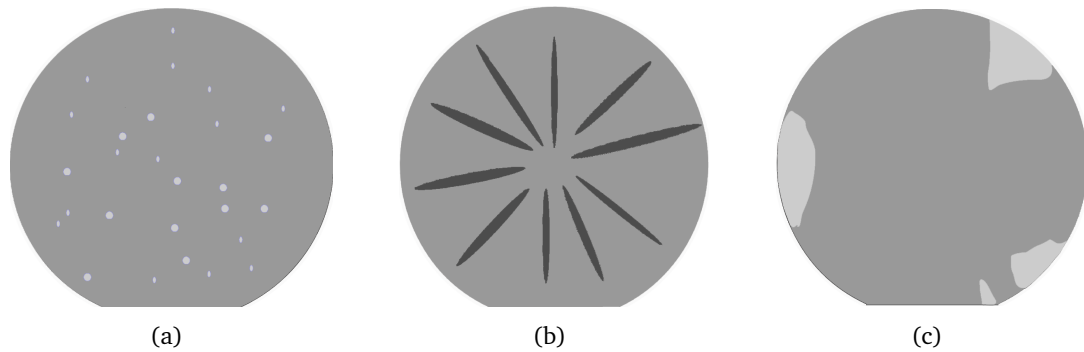
---

Der grundsätzliche Verlauf des Schleuderprozesses ist in Abbildung 4.7 dargestellt. Er besteht aus drei Phasen :

- **Dosieren**  
Zunächst wird der Schleuderteller auf eine niedrige Drehzahl beschleunigt (ca. 200 / min), bevor das Elastomer auf den Schleuderteller dosiert wird (Dispensieren). Durch diesen Schritt kann das zu dispensierende Volumen im Vergleich zu einem stehenden Schleuderteller klein gehalten werden.
- **Abschleudern**  
Im zweiten Schritt wird der Teller je nach gewünschter Filmdicke auf eine entsprechende Enddrehzahl (bei Lacken ca. 1500 – 6000 / min) beschleunigt [VZ06]. Die Zentrifugalbeschleunigung verursacht die Ausbreitung des Elastomers und ggf. Entfernung überschüssigen Materials (Abschleudern). Dieser Schritt kann zwischen 10 Sekunden und mehreren Minuten dauern. Die resultierende Filmdicke und andere Eigenschaften hängen dabei sowohl von den Eigenschaften des verwendeten Materials (Viskosität, Trocknungsrate, Festkörperanteil, Oberflächenspannung, etc.) als auch von den Prozessparametern (Enddrehzahl, Beschleunigung, etc.) ab. Der wichtigste Faktor bei der Schichtherstellung durch Schleudern ist die Reproduzierbarkeit. Schon kleine Abweichungen der zuvor genannten Parameter können in drastischen Unterschieden der hergestellten Filme resultieren. Eine um  $\pm 50$  / min variierende Enddrehzahl kann einen Schichtdickenunterschied von bis zu 10 % verursachen. Die Beschleunigung stellt besonders für die gleichmäßige Bedeckung eventuell vorhandener topografischer Unregelmäßigkeiten, wie z.B. eine strukturierte Elektrode, einen wichtigen Faktor dar. Die durch die Drehung grundsätzlich nach außen gerichtete Kraft verteilt das Elastomer, während die Beschleunigung eine zusätzliche relative Drehbewegung verursacht. Typische Filmfehler sind in Abbildung 4.5 dargestellt. Dazu zählen die aus Lufteinschlüssen im Elastomer resultierenden Blasen. Bei einer korrekt eingestellten Beschleunigung ist das „Umspülen“ von Partikeln leicht möglich, es gibt somit keinen nach außen gerichteten „Schattenwurf“ (sogenannte Kometen). Bei einer zu geringen Menge Elastomer kann die Oberfläche nicht vollständig bedeckt werden.

Kritische Stellen auf dem Substrat sind weiterhin der Mittelpunkt und der Randbereich, hier können systematische Überhöhungen der Filmdicke auftreten, die in Abbildung 4.6 schematisch dargestellt sind.

- **Positionieren**  
Im letzten Schritt wird der Teller angehalten und anschließend positioniert. Diese definierte Ausgangsposition ist wichtig für den Prozessschritt der Elektrodenaufbringung.



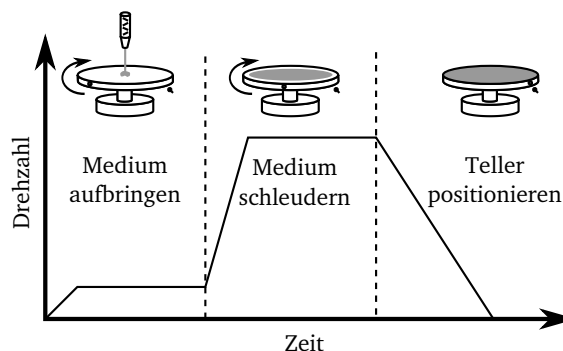
**Abbildung 4.5:** Typische Defekte nach einem Schleuderprozess: (a) Blasenbildung (b) Schattenwurf (c) unvollständige Bedeckung.



**Abbildung 4.6:** Mitten- und Randüberhöhung eines im Schleuderprozess hergestellten Elastomerfilms.

Zur Dimensionierung des Schleuderprozesses von Silikon ist in der Literatur wenig theoretischer Hintergrund beschrieben. Auch die materialspezifischen Datenblätter enthalten nicht alle Angaben über Parameter, die sicher den Schleuderprozess beeinflussen. In der Elektronikindustrie ist der Schleuderprozess jedoch ein gängiges Verfahren, um planare Substrate mittels einer einfachen Technologie homogen zu beschichten. Die verwendeten Materialien reichen dabei von Photoresisten, über Polyimide bis hin zu Oxidbeschichtungen. Es gibt also eine Vielzahl an Erfahrungswerten und Parametersätzen, leider sind diese empirischen Daten jedoch so gut wie nicht übertragbar. Dementsprechend gibt es auch eine Auswahl an mathematischen Modellen, die jedoch keine allgemeine Gültigkeit besitzen, oder nur unter entsprechend restriktiven Randbedingungen eine Richtung angeben können [Fla+84; Was77]. Für einige spezifische Materialien sind komplexe Modelle entstanden, die viele Parameter berücksichtigen (z.B. reduzierte Scherrate, Scher-Abdünnungs-Zeitkonstante), die nur durch intensive Untersuchungen der rheologischen Eigenschaften der verwendeten Polymere ermittelt worden sind [BT92]. Von Bedeutung werden diese Parameter bei Verwendung von Suspensionen, in denen Festkörper enthalten sind und die ein ausgeprägtes nichtnewtonsches Verhalten haben.

Eine Grundaussage ist in allen Fällen zutreffend: zwar kann über die Drehzahl und andere Parameter eine Schichtdicke angestrebt werden, letztlich bilden aber ausgiebige Versuchsreihen die



**Abbildung 4.7:** Drehzahlverlauf beim Schleudern des Elastomers.

Basis, auf der Prozessschritte definiert werden. So kann z.B. über unterschiedliche Parameter die selbe Schichtdicke hergestellt werden. Diese Filme können aber eine höchst unterschiedliche Dickenverteilung über den Schleuderteller oder eine unterschiedliche Oberflächenqualität aufweisen.

EMSLIE, BONNER und PECK stellten das erste theoretische Modell für den Schleuderprozess auf [EBP58]. Die meisten der heutigen Publikationen und Theorien beruhen auf diesen Grundgedanken. Die wesentlichste Einschränkung für dieses Modell besteht darin, dass sie nur für ein Kräftegleichgewicht beim Schleudervorgang gilt, also nur während der „Abschleuderphase“. Es gilt Gleichung (4.2)

$$-\eta \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} = \rho \omega^2 r \quad (4.2)$$

mit den Zylinderkoordinaten  $r$  und  $z$  (das Zylinderkoordinatensystem rotiert mit dem Schleuderteller), der Viskosität des Mediums  $\eta$  und dessen Dichte  $\rho$ , sowie der Ausbreitungsgeschwindigkeit des Fluids in radialer Richtung  $v$  und der Winkelgeschwindigkeit des Schleudertellers  $\omega$ . Ausgehend von einem geschlossenen Fluidfilm mit einer Anfangsfilmdicke  $h_0$  auf dem Schleuderteller kann mit Gleichung (4.3) die resultierende Filmdicke  $h$  als Funktion der Schleuderdauer  $t$  angegeben werden:

$$h = \frac{h_0}{\sqrt{1 + 4Kh_0^2 t}} \quad (4.3)$$

Dabei entspricht  $K$  einer Systemkonstanten, die entsprechend Gleichung (4.4) definiert ist und nur für Schleudervorgänge gilt, bei denen  $K$  konstant ist, also Viskosität und Dichte sich während des Schleudervorganges nicht verändern.

$$K = \frac{\rho \omega^2}{3\eta} \quad (4.4)$$

Für Silikon gilt dies für einen Zeitraum der kürzer als die Topfzeit ist. Bei in Lösung befindlichen Lacken kann das jedoch sehr kritisch sein, da hier die Ausgasung der Lösungsmittel permanent die Viskosität und Dichte verändert. In sehr stark verdünnten Suspensionen lassen sich Polymere mit Schichtdicken bis zu wenigen Nanometern realisieren [Ext94], wobei hier das Problem der Trocknung, bzw. Ausgasung schnell zu inhomogenen Schichtdicken führt.

Für das verwendete Elastosil® P7670 ist demnach zu beachten, dass es sich um ein schnellvernetzendes Elastomer handelt, das durch weitere Zufuhr thermischer Energie noch schneller vernetzt. Dies führt aber auch zu einer Temperaturerhöhung der bereits hergestellten Filme, also des Substrates, auf dem jeweils geschleudert wird. Dieser Aspekt wird im Abschnitt 4.3 näher untersucht.

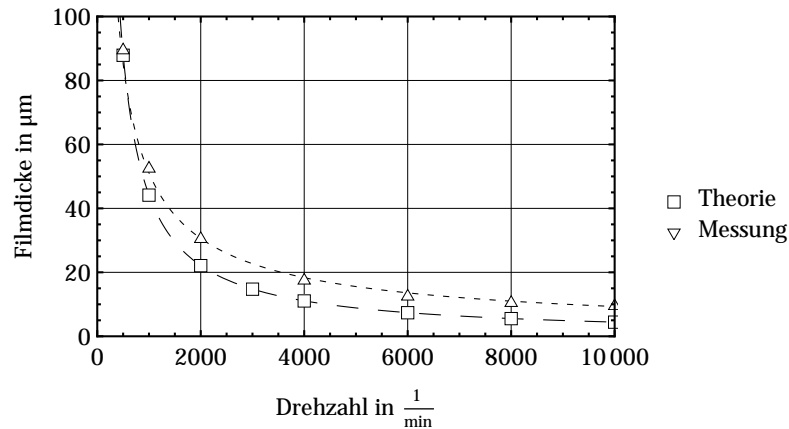
---

#### 4.2.4 Realisierung des Schleuderprozesses

---

Nach einigen Experimenten kann schnell der Zusammenhang zwischen Schichtdicke und Drehzahl gemäß Gleichung (4.5) in Übereinstimmung mit der Theorie der Schleuderprozesse bestimmt werden. Die Ergebnisse der Vorversuche sind in Abbildung 4.8 gezeigt. Um eine Schichtdicke von  $10 \mu\text{m}$  zu realisieren ist demnach für das Elastosil P7670 mit einer Viskosität von  $\eta = 1,8 \text{ Pas}$  eine Drehzahl von über  $9000 / \text{min}$  erforderlich.

$$h \approx \frac{1}{\omega} \cdot \sqrt{\frac{\eta}{\omega \cdot t}} \quad (4.5)$$



**Abbildung 4.8:** Theoretischer und gemessener Kennlinienverlauf der drehzahlabhängigen Filmdicke.

Die wichtigsten Anforderungen an die zu entwickelnde Schleudereinheit sind in Tabelle 4.1 gezeigt. Ausgehend von dem Ziel mit dem bisher eingesetzten Elastomer eine Schichtdicke von 10 µm oder weniger zu erreichen, ergeben sich die Werte für Drehzahl und Schichtdicke. Diese berücksichtigen weiterhin den potenziellen Einsatz viskoserer und dichter Medien. Die Beschleunigung entspricht dem höchsten recherchierten Wert kommerzieller Lackschleudern, die für viskose Medien geeignet sind. Die Forderung den Drehteller zusätzlich axial belasten zu können, eröffnet weitere Möglichkeiten der Elektrodenbeschichtung, bei der ein Kontakt einer Maske zur Strukturierung oder bei der Aufbringung des Elektrodenmaterials mit dem Schleuderteller auftritt. Letztlich sollen Schleuderteller unterschiedlicher Größe verwendbar sein, die im Ruhezustand sicher austauschbar sind. Bei einer Positionierung des Schleudertellers in Schritten von 30° lassen sich auf dem kompletten Umfang 12 Positionen einstellen, was für eine komplexere Verschaltung eines einzelnen Aktors in Aktorsegmente völlig ausreichend ist.

**Tabelle 4.1:** Auszug der Anforderungsliste an die Schleudereinheit [Sta06].

Eigenschaft	Art	Wert
Schleuderflächendurchmesser	F	40 und 75 mm
Schleuderflächendurchmesser	W	100 mm
Zielschichtdicke	F	10 µm
Zielschichtdicke	W	5 µm
Positionierungswinkel des Schleudertellers	F	30°
austauschbare Schleuderteller	F	ja
Drehzahl	F	≥ 10000 / min
Drehzahl	W	≥ 15000 / min
Drehbeschleunigung	F	≥ 66,7 / s <sup>2</sup>
axiale Kraftaufnahme (statisch)	F	≥ 100 N
axiale Kraftaufnahme (dynamisch)	F	≥ 50 N
max. Viskosität des Mediums	F	5 Pas
max. Viskosität des Mediums	W	15 Pas
Dichte des Mediums	F	≥ 600 kg/m <sup>3</sup>

---

Bei der Erweiterung der Substratgröße von 40 mm auf 100 mm und der gewählten Größen der Beschleunigung von  $66,7 \text{ /s}^2$  ist das damit verbundene höhere Massenträgheitsmoment für den Antrieb zu berücksichtigen.

---

## Mechanischer Aufbau

---

Die aus den Anforderungen ermittelten Leistungsdaten an den Antrieb machen deutlich, dass der komplette Aufbau der Schleuderprozesseinheit sehr stabil ausgelegt werden muss. Da alle Prozessschritte unmittelbar auf der jeweils oberen Silikonschicht bzw. Elektroden-schicht aufsetzen, kann der Teller als Substrat für die gesamte Prozessierung genutzt werden. Daher wird die Schleudereinheit in einem Schlittensystem integriert. Dies ermöglicht das Verfahren der gesamten Einheit und bietet damit einen größtmöglichen Freiraum um neben den bestehenden Grundprozessen auch weitere Prozesse integrieren zu können, ohne das bestehende System verändern zu müssen.

Bei dem Antrieb für die Schleudereinheit handelt es sich um einen permanent-erregten Synchronmotor der Firma ENGEL ELEKTROANTRIEBE. Mit einer maximalen Drehzahl von 15000 / min und einem Nenndrehmoment von 0,5 Nm werden alle Anforderungen an den Antrieb erfüllt. Die Ansteuerung über einen Umrichter ermöglicht neben einer präzisen Regelung der Drehzahl auch eine Regelung der Winkelstellung mit einer Genauigkeit unter  $1^\circ$ .

Aufgrund der extrem großen Kräfte, die bei den hohen Beschleunigungen und Drehzahlen auf die Schleudereinheit wirken, sind besondere Vorkehrungen zur mittelbaren und unmittelbaren Sicherheit getroffen. Details dazu sind in Anhang B zu finden.

Wichtig ist die Integration einer Kontrollmöglichkeit der Prozesstemperatur. Durch den Prozessschritt des beschleunigten Vernetzens ist zwangsläufig mit einer Temperaturerhöhung des Schleudertellers zu rechnen, die durch aktives Kühlen wieder abgebaut werden muss. Andernfalls kommt es zu einer Verzögerung der Prozesszeit oder zu dem erläuterten Problem der Viskositätsänderung des Elastomers durch Temperaturerhöhung. Eine detaillierte Beschreibung des Aufbaus zur Temperaturmessung der abnehmbaren Schleuderteller erfolgt ebenfalls in Anhang B.

Den Gesamtaufbau der Schleudereinheit mit einem aufgesetzten und verriegelten Schleuderteller zeigt Abbildung 4.9. Die Zuführung der Kühlluft sowie die Laufrollen für das Führungssystem des Schlittens und dessen Aufnahme für die antreibende Gewindespindel sind ebenfalls erkennbar.

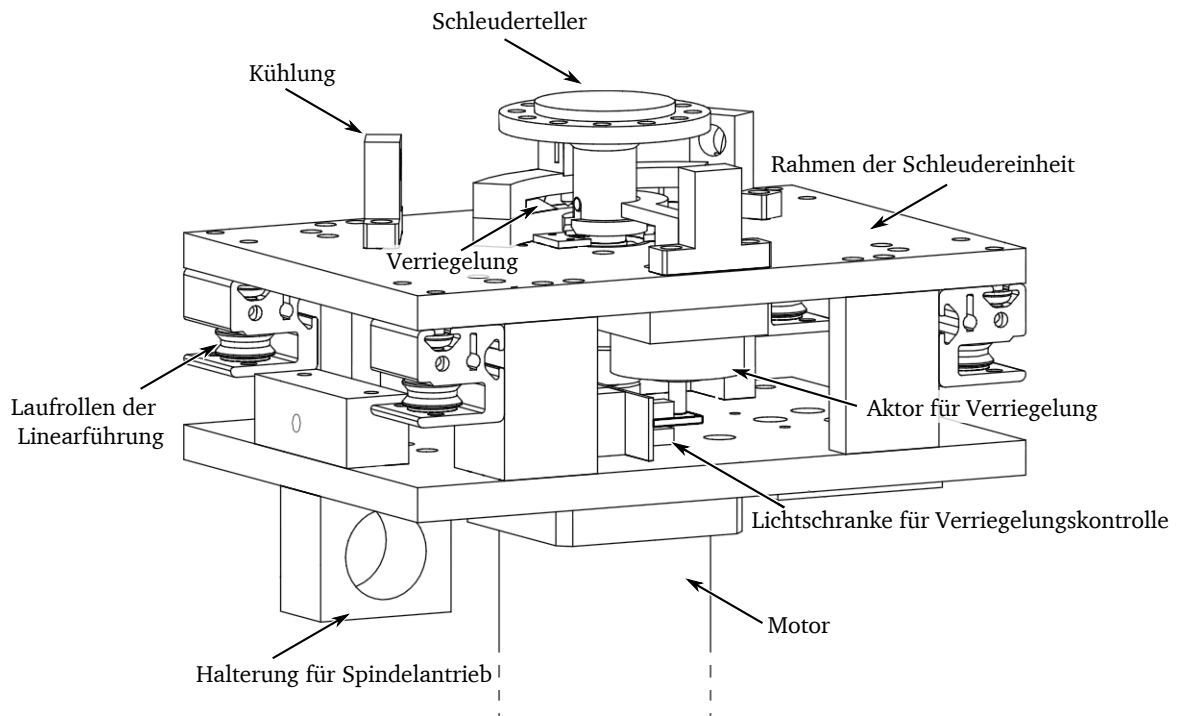
---

### 4.2.5 Verifikation der Filmherstellung

---

Im Rahmen der durchgeführten Vorversuche konnte ein Einfluss der Beschleunigung auf die Qualität der Filmoberfläche identifiziert werden. Die Beschleunigung ist jedoch nicht in dem ermittelten Zusammenhang für die Schichtdicke nach Gleichung (4.5) berücksichtigt.

Um den Herstellungsprozess der durch Schleudern hergestellten Filme zu beherrschen, wird eine statistische Versuchsplanung durchgeführt. Diese soll der Bestimmung des Einflusses sämtlicher Prozessgrößen (Eingangsgrößen) auf die beiden Ausgangsgrößen Schichtdicke und Homogenität der Schichtdicke dienen. In Tabelle 4.2 sind die sechs einstellbaren Parameter Anfangs- und Enddrehzahl, Beschleunigung des Schleudertellers, verwendete Silikonmenge, Schleuderzeit und Temperatur des Schleudertellers aufgelistet. Die nur aufwändig beeinflussbaren Größen Luftfeuchtigkeit, Raumtemperatur und Fremdpartikelanzahl werden als Störgrößen identifiziert. Für alle Parameter ist der Einfluss auf die beiden Zielgrößen qualitativ angegeben.



**Abbildung 4.9:** Aufbau der Schleudereinheit.

Da lediglich der Einfluss von Enddrehzahl und Schleuderdauer auf die resultierende Schichtdicke bekannt ist, wird zunächst ein Screening durchgeführt. Bei diesem Verfahren wird der Einfluss (Effekt) der Prozessgrößen (Steuergrößen) auf die Zielgröße untersucht, indem für jede Steuergröße jeweils zwei Stufen angenommen werden. Für die Ermittlung des Effektes der Enddrehzahl beispielsweise werden die zwei Stufen 10000 / min und 2000 / min gewählt. Es ist zu beachten, dass grundsätzlich nicht nur jeder Faktor einen Einfluss auf die Zielgröße ausüben kann, sondern auch die Wechselwirkungen der Faktoren, die sogenannten Faktor-Wechselwirkungen. Für die komplette Untersuchung aller Faktor-Wechselwirkungen ist ein vollständiger faktorieller Versuchsplan notwendig. Dabei werden alle Kombinationen der sechs Faktoren auf ihren zwei Stufen als Herstellungsparameter-Satz verwendet. In diesem Fall wären also  $2^6 = 64$  Versuche notwendig.

**Tabelle 4.2:** Einfluss-Zielgrößen-Matrix.

Nr.	Einflussgröße	Art	Schichtdicke	Homogenität
A	Enddrehzahl	Steuergröße	stark	unbekannt
B	Anfangsdrehzahl	Steuergröße	unbekannt	unbekannt
C	Temperatur des Drehtellers	Steuergröße	unbekannt	unbekannt
D	Beschleunigung	Steuergröße	unbekannt	unbekannt
E	Elastomermenge	Steuergröße	unbekannt	unbekannt
F	Schleuderzeit	Steuergröße	schwach	unbekannt
G	Luftfeuchtigkeit	Störgröße	unbekannt	unbekannt
H	Raumtemperatur	Störgröße	unbekannt	unbekannt
I	Fremdpartikelanzahl	Störgröße	unbekannt	unbekannt

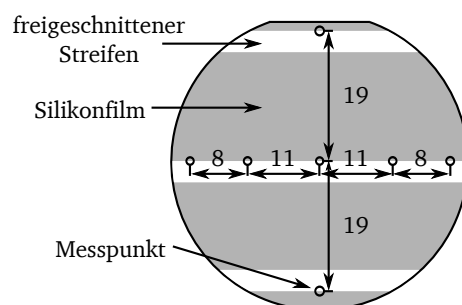


Ein adäquates statistisches Mittel zur Versuchsreduzierung stellt die Verwendung eines fraktionellen faktoriellen Versuchsplans dar. Dabei wird die höchste Faktor-Wechselwirkung (FWW), in diesem Fall also die Wechselwirkung von allen sechs Faktoren (6-FWW), durch einen neuen Faktor ersetzt. Dadurch wird die Zahl der Faktoren um die Anzahl der neu eingeführten Faktoren reduziert. Diese Reduzierung der Anzahl der Versuche führt jedoch zu einer Verringerung der Aussagefähigkeit der Versuche. Die entstehenden Vermengungen lassen keinen Schluss mehr darüber zu, ob ein Effekt seine Ursache in einem Faktor oder der Wechselwirkung aller anderen Faktoren hat. In diesem Fall entstehen die in Tabelle 4.3 aufgeführten Vermengungen. Die Tabelle ordnet den ermittelten Effekten die Ursache zu, wobei die Aussagekräftigkeit durch die Reduzierung der Versuche gerade reduziert wurde. Das bedeutet, dass ein dem Faktor A zugeordneter Effekt auch durch die Wechselwirkung der Faktoren B, C, D, E und F hervorgerufen sein kann. Entsprechend kann der Wechselwirkung von A und B zugeordnete Effekt auch von der Wechselwirkung der Faktoren C, D, E und F hervorgerufen sein. Gleiches gilt für die 3-Faktor-Wechselwirkungen. Im Allgemeinen kann das Auftreten einer Wechselwirkung von drei Faktoren (3-FWW) in einem technischen Prozess jedoch ausgeschlossen werden [Kle06]. Basierend auf dieser Annahme wird der fraktionelle Versuchsplan durchgeführt, es sind damit nur noch  $2^5 = 32$  Versuche erforderlich. Die Stufen aller Steuergrößen (oder Faktoren) sowie der komplette Versuchsplan sind in Anhang C dokumentiert.

**Tabelle 4.3:** Vermengung der Faktoren und Faktor-Wechselwirkungen (FWW).

Faktor und 5-FWW	2-FWW und 4-FWW	3-FWW und 3-FWW
A oder BCDEF	AB oder CDEF	ABC oder DEF
B oder ACDEF	AC oder BDEF	ABD oder CEF
⋮	⋮	⋮
F oder ABCDE	EF oder ABCD	AEF oder BCD

Zur Bestimmung des Effektes wird zum einen die Dicke der mit den Parameterkombinationen hergestellten Filme vermessen und zum anderen die Standardabweichung der Messwerte für die Gleichmäßigkeit der Dicke bestimmt. Die Vermessung der Filmproben wird mit einem Oberflächenprofilometer (Dektak 8 von VEECO) durchgeführt. Dazu werden auf jedem Substrat drei Schnitte in den Elastomerfilm eingebracht und die entstehenden Elastomerstreifen entfernt, um die benötigten Messkanten zu erzeugen. Abbildung 4.10 zeigt die Anordnung der verwendeten sieben Messpunkte, mit denen Mitten- und Randüberhöhungen erfasst werden können.



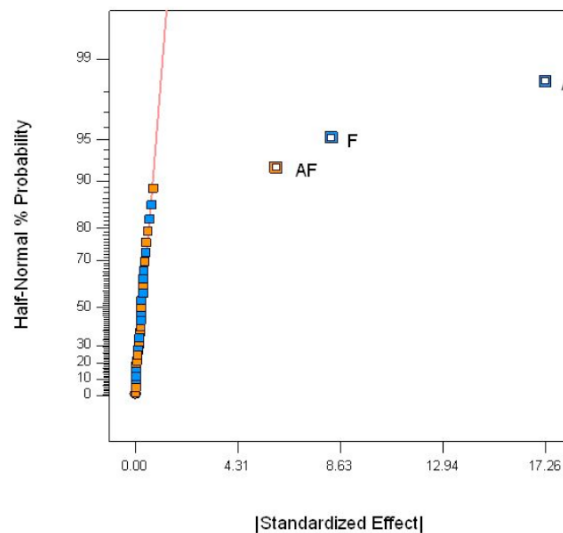
**Abbildung 4.10:** Messpunkte auf den Substraten, Abstände in mm.

In den Proben der 32 Versuche sind für jeden Faktor zu jeder der beiden gewählten Stufen je 16 Proben vorhanden. Daraus lässt sich mit ausreichend hoher Sicherheit bestimmen, welche Faktoren bzw. Wechselwirkungen von Faktoren Einfluss auf eine der beiden Zielgrößen haben und welche nicht, bzw. lediglich einer normalverteilten Streuung zuzuordnen sind. Den besten Über-



blick über die Ergebnisse geben die Darstellungen im Halb-Normal-Wahrscheinlichkeitsdiagramm: alle Effekte, die einer zufälligen Streuung unterliegen, werden hier auf einer Geraden abgebildet. In Abbildung 4.11 sind die Ergebnisse für den Einfluss auf die Filmdicke dargestellt. Das Diagramm ist mit der Software „Design-Ease“ von STAT-EASE, INC. erstellt.

Augenscheinlich haben die Faktoren A und F, also Enddrehzahl und Schleuderzeit einen großen Einfluss auf die Schichtdicke. Außerdem hat auch die Wechselwirkung dieser beiden Steuergrößen einen deutlichen Einfluss auf die resultierende Schichtdicke.



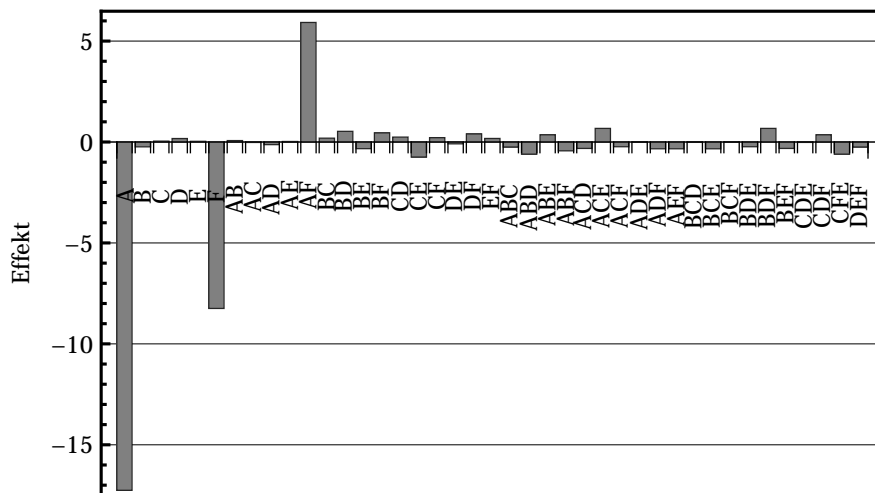
**Abbildung 4.11:** Darstellung der Ergebnisse für den Einfluss auf die Schichtdicke im Halb-Normal-Wahrscheinlichkeitsdiagramm.

Die berechneten Effekte sind für die einzelnen Faktoren und deren Wechselwirkungen in Abbildung 4.12 dargestellt. Für die Faktoren gilt definitionsgemäß, dass eine Erhöhung der Enddrehzahl oder der Schleuderdauer zu einer negativen Schichtzunahme, also zu dünneren Schichten führt. Der Effekt für die Faktoren A und F ist daher negativ. Der positive Effekt der Wechselwirkung (AF) gibt lediglich an, dass beide Faktoren gleichgerichtet sind, also eine Erhöhung beider Steuergrößen den selben Effekt hat (in diesem Fall eine Abnahme der Filmdicke). Weiterhin ist zu erkennen, dass keine Wechselwirkung von drei Faktoren auftritt, die diesbezüglich getroffene Annahme ist damit bestätigt.

Die Auswertung zur Homogenität der Schichtdicken liefert ein weniger prägnantes Ergebnis. Lediglich dem Faktor Schleuderzeit (F) kann ein sehr geringer Effekt zugeordnet werden, was an den in Abbildung 4.13 dargestellten Ergebnissen für den Einfluss auf die Homogenität der Filmdicke zu erkennen ist.

In Abbildung 4.14 sind wiederum die berechneten Effekte dargestellt. Auch hier ergibt sich ein positiver Effekt für die Schleuderzeit, d.h. eine Verlängerung der Schleuderzeit führt tendenziell zu einer Zunahme der Schwankungen der Schichtdicke. Bei keiner der Wechselwirkungen tritt ein signifikanter Effekt auf.

Für die weiteren Untersuchungen, in denen den Prozessparametern eine eindeutige resultierende Filmdicke zugeordnet werden soll, sind die beiden Größen Enddrehzahl und Schleuderzeit zu berücksichtigen. Alle anderen Faktoren werden konstant gehalten, da sie keinen Einfluss auf die resultierende Filmdicke haben.



**Abbildung 4.12:** Effekte der Faktoren und faktoriellen Wechselwirkungen auf die Schichtdicke.

Wie die Ergebnisse des vorangegangenen Screenings zeigen, sind vor allem kurze Schleuderzeiten für eine gute Homogenität der Filmdicke anzustreben. Daher wird für die Ermittlung der Schleuderkurve, die für eine festgelegte Schleuderdauer die resultierende Filmdicke in Abhängigkeit der Enddrehzahl angibt, eine Beschränkung auf 10, 15 und 20 s Schleuderdauer vollzogen.

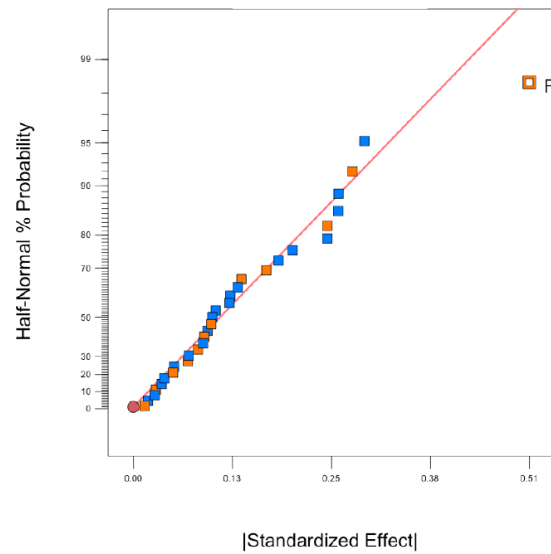
Für die drei resultierenden Kennlinien, bzw. deren Messpunkte lassen sich durch Vorgabe einer Funktion mittels einer Approximation (Curve-Fitting) die benötigten Parameter der Funktion bestimmen. Die Funktion nach Gleichung (4.6) beschreibt die Filmdicke in Abhängigkeit der beiden Prozessparameter Enddrehzahl ( $n$ ) und Schleuderzeit ( $t$ ). Der Verlauf dieser Funktion sowie die zu Grunde liegenden Messwerte sind in Abbildung 4.15 für die drei unterschiedlichen Zeiten dargestellt.

$$h = f(n, t) = \left( \frac{354440,47}{t^{0,38} \cdot n^{1,0555}} - 1,825 \right) \mu\text{m} \quad (4.6)$$

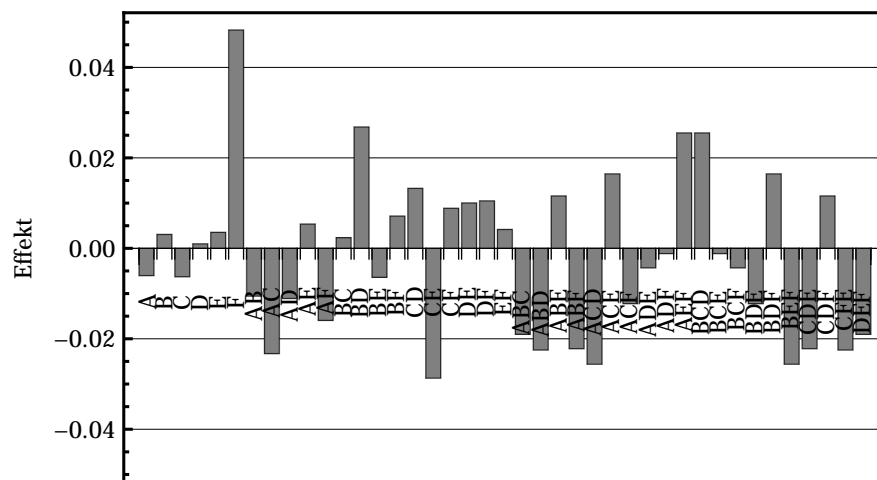
Die relativen Abweichungen der prognostizierten Filmdicken von den gemessenen Werten sind in Abbildung 4.16 drehzahlabhängig aufgetragen.

Von noch größerer Bedeutung für den Betrieb der Aktoren ist allerdings die Homogenität der Filme. In Abbildung 4.17 sind daher für unterschiedliche Schleuderzeiten die maximalen Schwankungen der Schichtdicke innerhalb eines Filmes dargestellt. Jedem Wert liegen die sieben Messpunkte von jeweils sieben Proben zugrunde. Die Berechnung der relativen Dickenschwankung  $s_{\text{rel}}$  einer Probe ergibt sich mit der maximalen und minimalen Filmdicke ( $h_{\text{max}}$ ,  $h_{\text{min}}$ ) bezogen auf die mittlere Filmdicke  $\bar{h}$  gemäß Gleichung (4.7).

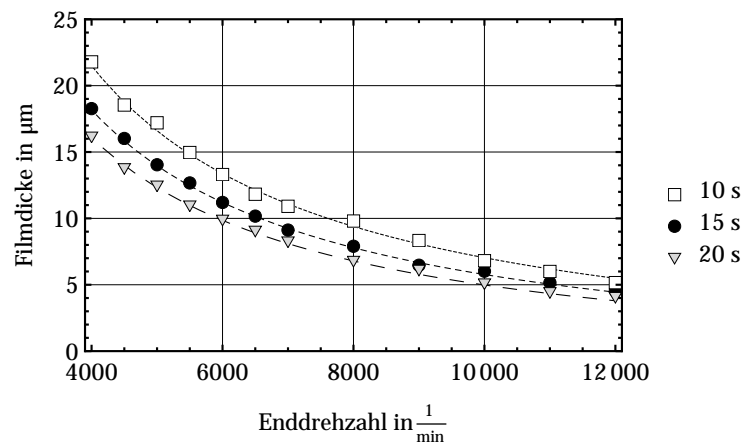
$$s_{\text{rel}} = \frac{h_{\text{max}} - h_{\text{min}}}{\bar{h}} \quad (4.7)$$



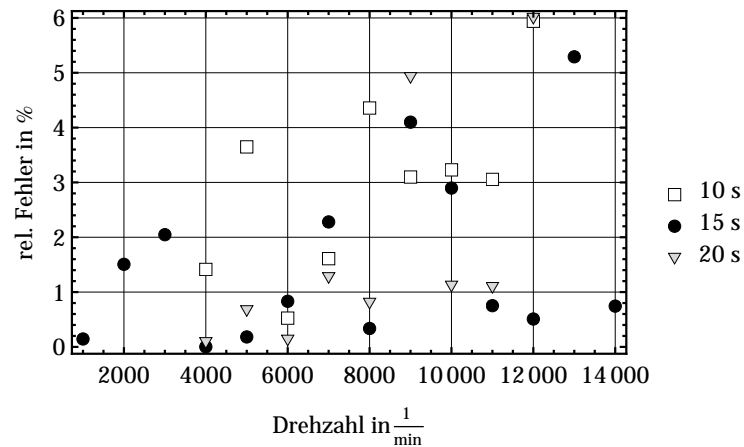
**Abbildung 4.13:** Darstellung der Ergebnisse für den Einfluss auf die Homogenität der Schichtdicke im Halb-Normal-Wahrscheinlichkeitsdiagramm.



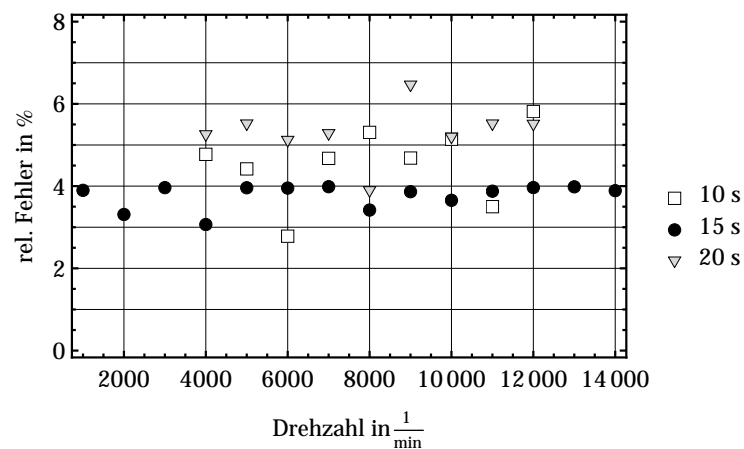
**Abbildung 4.14:** Effekte der Faktoren und faktoriellen Wechselwirkungen auf die Homogenität der Schichtdicke.



**Abbildung 4.15:** Vergleich der berechneten Schichtdicken mit den Messwerten für unterschiedliche Schleuderzeiten.



**Abbildung 4.16:** Filmdicke: relative Abweichung der gemessenen Filmdicke von der Berechnung.



**Abbildung 4.17:** Maximale relative Schwankung der Dicke innerhalb eines Filmes.

Die Ergebnisse der Verifikation des Schleuderprozesses für das Elastomer Elastosil® P7670 sind sehr gut. Die Schichtdicken sind präzise über die Enddrehzahl einstellbar, die relativen Dicken-schwankungen innerhalb der einzelnen Filme liegen bei maximal 4 %. Als Schleuderzeit wird daher ein Wert von 15 s verwendet.

Wie aus Gleichung (4.3) und Gleichung (4.4) ersichtlich ist, beeinflussen die Materialparameter Viskosität und Dichte die Filmdicke. Aus diesem Grund wird ein Vergleich des Elastosil® P7670 mit zwei anderen Silikonen durchgeführt, die sich gerade in diesen beiden Werten unterscheiden. Tabelle 4.4 zeigt diese für die drei Materialien.

Anhand der genannten Gleichungen lässt sich der prinzipielle Einfluss der Dichte und Viskosität bestimmen. Durch die Einführung eines medienabhängigen Korrekturfaktors  $k_m$  nach Gleichung (4.8) lässt sich die Veränderung der resultierenden Schichtdicke bestimmen.

$$k_m = \sqrt{\frac{\rho_R}{\eta_R} \cdot \frac{\eta_{\text{neu}}}{\rho_{\text{neu}}}} \quad (4.8)$$

Dabei entspricht  $\rho_{\text{neu}}$  der Dichte und  $\eta_{\text{neu}}$  der Viskosität des neuen Mediums, und  $\rho_R$  und  $\eta_R$  den Werten des Elastosil® P7670 als Referenz. Für eine allgemeine Berechnung der Schichtdicke gilt demnach Gleichung (4.9).

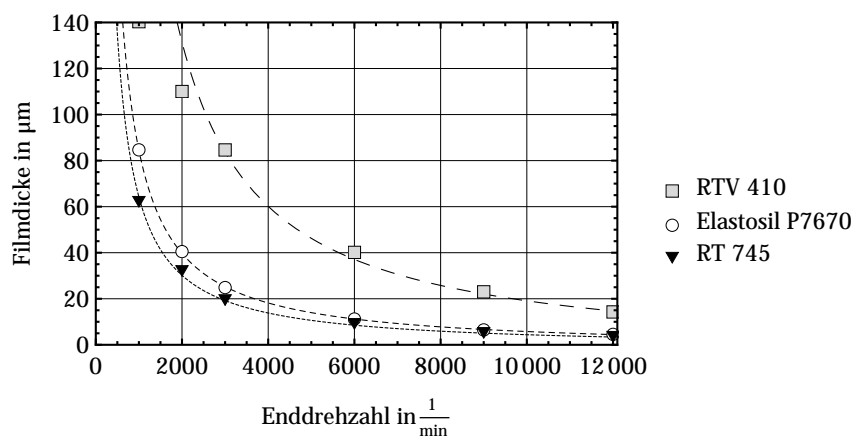
$$h = k_m \left( \frac{354440,47}{t^{0,38} \cdot n^{1,0555}} - 1,825 \right) \mu\text{m} \quad (4.9)$$

**Tabelle 4.4:** Vergleich der Materialeigenschaften für verwendete Elastomere.

Name	Viskosität [ $\eta$ ] = Pas	Dichte [ $\rho$ ] = g/cm <sup>3</sup>	Medienkorrekturfaktor $k_m$
Elastosil P7670	1,8	1,01	1
RTV 410	25	1,28	3,31
RT 745	1	0,97	0,76

In Abbildung 4.18 sind für die drei Elastomere die gemessenen Werte sowie die nach Gleichung (4.9) berechneten Filmdicken für den Drehzahlbereich ersichtlich. Für das RT 745 stimmen Berechnung und ermittelte Dicken sehr gut überein. Bei dem deutlich höher viskosen RTV 410 stimmen die Berechnungen für Drehzahlen > 3000 / min mit den Messwerten ebenfalls sehr gut überein, für geringere Drehzahlen werden jedoch dünnere Filme hergestellt als die Berechnung vermuten lässt.

Die geplante Verbesserung der Elastomerstapelaktoren basierend auf Elastosil® P7670 ist mit einer minimalen Filmdicke der dielektrischen Schichten von  $\approx 5 \mu\text{m}$  sehr weit übertroffen. Ausgehend von einer Betriebsfeldstärke von 30 V/ $\mu\text{m}$  kann die Betriebsspannung für solche Aktoren auf 150 V herabgesetzt werden.

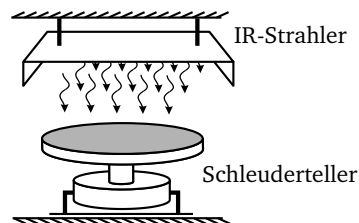


**Abbildung 4.18:** Vergleich der berechneten und gemessenen Filmdicken für unterschiedliche Elastomere.

### 4.3 Beschleunigung der Vernetzung

Der im vorigen Prozessschritt auf seine Endschichtdicke hergestellte Elastomerfilm vernetzt aufgrund des additionsvernetzenden Mechanismus des Elastomers Elastosil® P7670 bei Raumtemperatur innerhalb von etwa 30 Minuten. Erst danach kann er weiter prozessiert werden. Das verwendete Elastomer ist damit „schnellvernetzend“. Hinsichtlich einer Herstellung von über 50 oder 100 Schichten ist die daraus resultierende Gesamtzeit für das Vernetzen mit über 24 Stunden inakzeptabel. Aus diesem Grund wird im Prozessschritt der Vernetzung eine Beschleunigung durch Einbringen thermischer Energie realisiert. Bei Temperaturen über 100 °C ist das Elastomer laut Hersteller besonders schnell vernetzbar [AG05].

Die Zufuhr der thermischen Energie erfolgt durch zwei IR-Strahler, unter die der Schleuderteller - wie in Abbildung 4.19 dargestellt - für eine bestimmte Zeit gebracht wird. Neben der Dauer und Intensität der Wärmezufuhr kann der Schleuderteller auch zusätzlich in Rotation versetzt werden, um eine gleichmäßige Wärmeverteilung auf der Oberfläche zu erzielen.



**Abbildung 4.19:** Der Schleuderteller rotiert langsam unter den Heizstrahlern, um den flüssigen Silikonfilm gleichmäßig zu erhitzen.

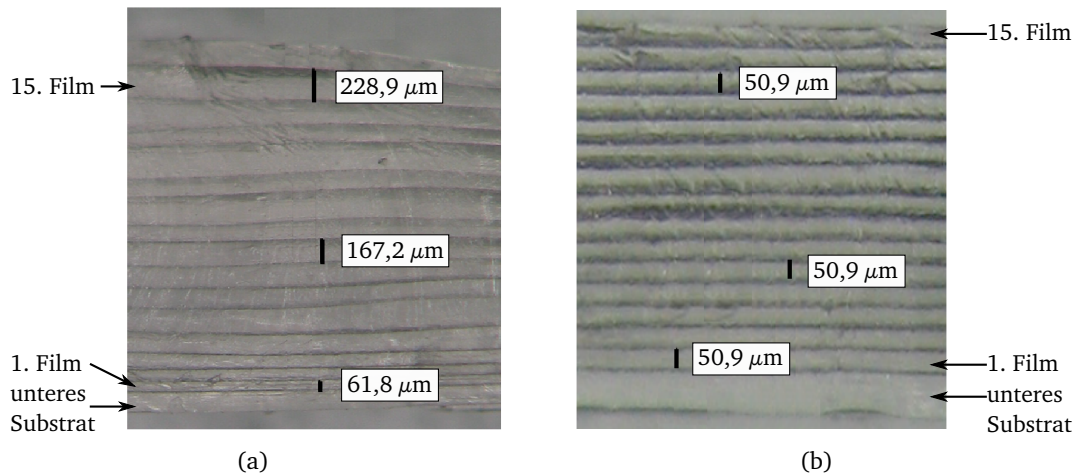
Die neben der Verminderung der Prozesszeit resultierenden Folgen für die weitere Aktorherstellung sind detailliert untersucht. Für den der Vernetzung folgenden Prozessschritt, der Herstellung der Elektroden, ist eine Nutzbarkeit der gegenüber der Raumtemperatur erhöhten Substrattemperatur zu prüfen.

Wie im vorigen Abschnitt erläutert, beeinflusst die Viskosität des zu schleudernden Mediums maßgeblich die resultierende Filmdicke. Das additionsvernetzende Elastomer beginnt ab dem Mischzeitpunkt zu vernetzen und verändert damit auch die Viskosität. Solange konstante Zeiten zwischen den Schichtherstellungsschritten während der Aktorfertigung liegen, wirkt sich das nicht auf die Schichtgleichmäßigkeit aus. Ist jedoch bei Temperaturen über 60 °C die Substrattemperatur deutlich erhöht, so vernetzt das Elastomer sehr schnell. Die resultierende Viskositätsänderung tritt schon während der Dispensionsphase vor dem Abschleudern auf, so dass ein deutlicher Einfluss auf die Schichtdicke hin zu dickeren Schichten sichtbar wird.

Aus diesem Grund sind vor dem jeweiligen Schleudervorgang entsprechende Kühlzeiten einzuhalten. Sind diese zu klein, resultiert daraus eine stetig steigende Substrattemperatur und damit eine Erhöhung der Schichtdicke im Verlauf der Aktorherstellung. Abbildung 4.20 zeigt einen Schnitt zweier Aktoren, die mit unterschiedlicher Kühlzeit prozessiert sind. Wie in Abbildung 4.20(a) zu erkennen ist, steigt bei zu geringer Kühlzeit sowohl die Schichtdicke selbst als auch deren Inhomogenität deutlich an. Bei dem in Abbildung 4.20(b) gezeigten Aktor sind mit ausreichender Kühldauer hingegen nur sehr geringe Ungleichmäßigkeiten oder Inhomogenitäten der Schichten zu erkennen.

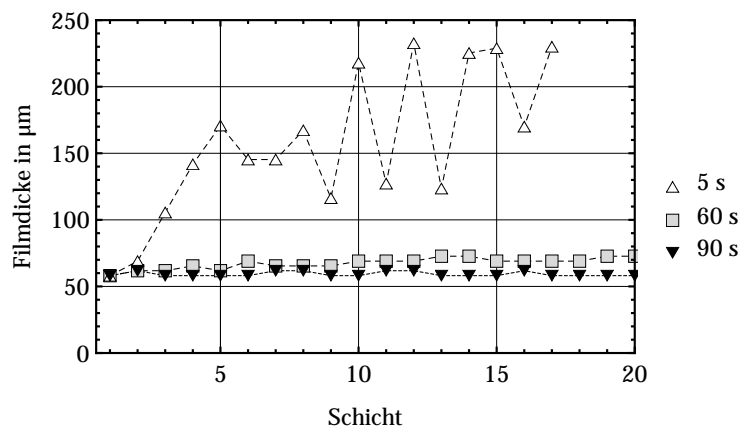
Die vorgestellten Ergebnisse beruhen auf einer Heizzeit von 90 s, nach der alle hergestellten Elastomerfilme vernetzt sind und eine Oberflächentemperatur von etwa 100 °C erreicht haben. Abbildung 4.21 zeigt die Schichtdickenzunahme während des Aktorherstellungsprozesses mit unter-





**Abbildung 4.20:** Einfluss der Kühlzeiten auf die Schichtdicke und Homogenität der dielektrischen Filme im Stapelaktor. (a) Herstellung mit einer Kühldauer von 10 s (b) Herstellung mit einer Kühldauer von 90 s.

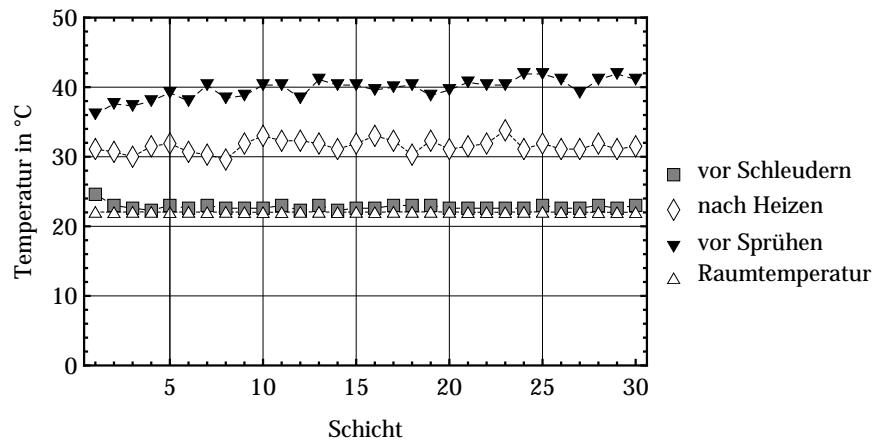
schiedlichen Kühlzeiten. Daraus kann eine minimale einzuhaltende Kühlzeit von 90 s ermittelt werden.



**Abbildung 4.21:** Einfluss der Kühldauer (Substrattemperatur) auf die Schichtdicken eines Stapelaktors.

Abbildung 4.22 zeigt die protokollierten Temperaturen des Schleudertellers, die für 30 Zyklen zu den jeweiligen Prozessschritten aufgenommen sind. Es ist gut zu erkennen, dass die Temperatur des Schleudertellers vor den Sprühvorgängen zum Aufbringen der Elektroden auf etwa 40 °C ansteigt, vor dem nächsten Schleudervorgang aber wieder knapp über der Raumtemperatur bei etwa 25 °C liegt.

Eine Zuordnung zwischen den Temperaturen des Schleudertellers und der obersten Elastomerschicht ist durch die steigende Dicke der Elastomerschicht und der sich damit ändernden Wärmekapazität nicht möglich. Auch dieser Zusammenhang ist in Abbildung 4.22 zu erkennen: Die Temperatur des Schleudertellers nach dem Heizvorgang entspricht noch nicht der Maximaltemperatur während eines Herstellungszyklus, diese wird erst zwei Prozessschritte später, vor Beginn des Sprühprozesses, protokolliert. Über den Verlauf des Herstellungsprozesses betrachtet steigt diese Maximaltemperatur weiter an. Die Wärmekapazität des Schleudertellers und des Elastomerstapels sowie die einseitige Wärme-, bzw. Kältezufuhr beim Heizen und Kühlen beeinflussen also den



**Abbildung 4.22:** Auszug aus dem automatischen Prozessprotokoll: Temperatur des Schleudertellers zu ausgewählten Zeitpunkten.

Temperaturverlauf deutlich. Die Schleudertellertemperatur kann also als Schwellwert für eine ausreichende Kühlzeit genutzt werden, doch führt dies zu unnötig langen Kühlzeiten und damit zu einer Verlängerung der Prozesszeit. Das Temperaturprofil kann jedoch sehr wohl zur Erkennung eventueller Fehler im Prozessablauf der Aktorherstellung herangezogen werden.

Wie zu Beginn des Kapitels erläutert, soll auch der Einfluss der Prozessierung auf die Materialeigenschaften untersucht werden. Deshalb wird im Rahmen einer weiteren Arbeit der Einfluss der Vernetzungstemperatur, aber auch des Dehnungszustandes der Elastomerfilme und der Frequenz der Betriebsspannung auf die Permittivität und die Durchschlagfeldstärke untersucht [Lot09].

Für die technologische Umsetzung ist dabei vor allem das Ergebnis des Temperatureinflusses während der Vernetzung auf die Durchschlagfeldstärke von Bedeutung. Bei einer Temperatur von etwa 150 °C kann die Durchschlagfeldstärke gegenüber 23 V/μm bei Raumtemperatur auf maximal 38 V/μm gesteigert werden. Bei einer Temperatur von etwa 100 °C ist noch eine Erhöhung auf 30 V/μm erreichbar. Die Werte der Durchschlagfeldstärke sind gemäß DIN EN 60243-1 mit Spannungsstufen einer sinusförmigen Spannung bei einer Frequenz von 50 Hz durchgeführt. Ein Einfluss der Elastomertemperatur beim Vernetzen auf die Permittivität ist nicht eindeutig nachweisbar.

---

## 4.4 Aufbringung der Elektroden

---

Neben der Herstellung der gleichmäßigen, dünnen dielektrischen Schichten kommt der Herstellung dünner, hoch leitfähiger Elektroden ebenfalls eine sehr große Bedeutung zu. Wie in Abschnitt 4.1.1 erläutert, ist dieser Prozessschritt in der bisherigen Realisierung als eindeutiger Schwachpunkt identifiziert. Nach einer Vorstellung der im Bereich dielektrischer Elastomeraktoren zum Einsatz kommender Elektrodenmaterialien wird daher in einem ersten Abschnitt ein Prozess zur Herstellung von Graphitelektroden beschrieben. Im Fokus steht dabei die Herstellung reproduzierbarer Elektroden für den Einsatz in dielektrischen Elastomerstapelaktoren. In einem zweiten Abschnitt wird der Tatsache Rechnung getragen, dass die deutliche Verringerung der Schichtdicken der dielektrischen Filme auch Auswirkungen auf die Elektrode hat. Die sich daraus ergebenden neuen Anforderungen werden abgeleitet und Möglichkeiten zur Umsetzung aufgezeigt und untersucht.

---

### 4.4.1 Materialwahl

---

Um ein Material für die Elektroden auswählen zu können, müssen zuvor die vielschichtigen Anforderungen ermittelt werden. Aus technologischer Sicht ist eine kurze Prozesszeit anzustreben. Hinsichtlich der Strukturierung der Aktoren ist eine Strukturbreite von 1 mm bereits ausreichend, um ein taktiles Display mit einer Auflösung im Bereich der minimalen Zweipunktschwelle zu realisieren. Für die Funktion der Aktoren sind eine hohe Leitfähigkeit sowie eine geschlossene, homogene Elektrode wichtig, um ein möglichst großes elektrisches Feld zwischen den Elektroden generieren zu können. Gemäß der Funktionsweise der dielektrischen Elastomeraktoren muss die Elektrode leicht dehnbar sein, darf also weder die Elastomerfilme an einer Querdehnung hindern, noch unter Dehnung einer zu großen Widerstandszunahme unterliegen. Eine detaillierte Betrachtung des Einflusses der Leitfähigkeit der Elektroden auf das dynamische Verhalten der Aktoren erfolgt im Rahmen der Modellbildung in Kapitel 6.

Ein Vergleich mit anderen dielektrischen Elastomeraktoren führt auch bei den Elektrodenmaterialien, ähnlich wie bei den dielektrischen Elastomeren selbst, zu einer recht geringen Vielfalt. In den meisten Fällen werden Graphitpulver oder graphithaltige Pasten sowie leitfähige Ruße auf das Elastomer aufgebracht [Car+03; HKP98; KPJ95; Pel+00]. Das Aufbringen erfolgt dabei entweder durch direktes Aufdrucken oder die Partikel werden in einer leicht flüchtigen Trägersuspension dispergiert. Diese Verfahren sind besonders für die Herstellung großflächiger Elektroden sinnvoll, bei kleineren Strukturen ist ein höherer Aufwand erforderlich um gleichmäßige Elektrodenstrukturen, üblicherweise mittels Maskierungen, zu realisieren.

Ein weiterer Ansatz ist die Verwendung von leitfähigen Polymeren. Im Allgemeinen werden dazu ionisch leitende, wasserbasierte Polymere verwendet, die häufig eine schlechte Haftung auf dem Polymer aufweisen [Pel+00]. Zur Strukturierung werden ebenfalls Maskierungen verwendet. Eine Verwendung dieser Elektroden ist nur sinnvoll, wenn die Materialpaarung mit dem Dielektrikum Vorteile aufweist, ansonsten kommen leitfähige Polymere wegen ihres schlechten Langzeitverhaltens selten zum Einsatz [PKJ98].

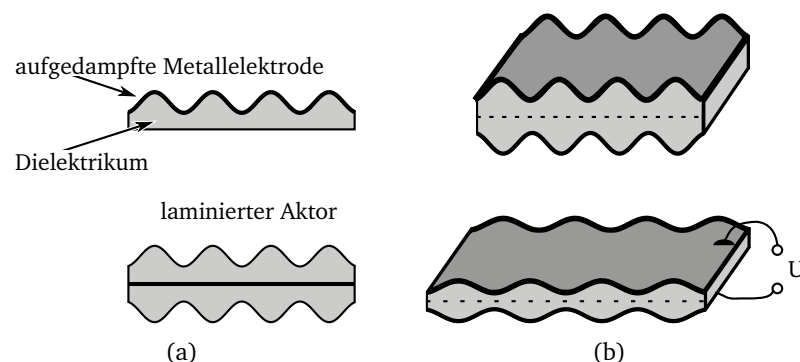
Für eine sehr hohe Leitfähigkeit ist die Verwendung von metallischen Elektroden zielführend. Grundsätzlich sind diese Elektroden jedoch nicht gut dehnbar, so dass entweder die Querdehnung behindert wird oder diese zu Rissen in der Elektrode führt. Mittels physikalischer Abscheidung aus der Gasphase (physical vapour deposition, PVD) hergestellte Elektroden können leitfähige

Schichten mit einer Dehnbarkeit von 10 – 20 % hergestellt werden [Lac+05; Ros+08b]. Geschickte Strukturierungen können die maximale Dehnbarkeit weiter heraufsetzen [GTC04], wobei in diesem Falle die Auswirkungen auf den Feldverlauf und damit auf den Aktorbetrieb zu berücksichtigen sind. Maximieren lässt sich das Dehnungsverhalten metallischer Elektroden, indem sie direkt auf das gedehnte Substrat aufgebracht werden [WSH02], allerdings ist dies bei der Herstellung eines Elastomerstapelaktors nicht realisierbar.

PELRINE u. a. zeigen metallische Elektroden, die aus einer mehrere 100 nm dick aufgesputterten Goldschicht besteht. Durch eine zickzackförmige Strukturierung bleibt diese Elektrode selbst bei Dehnungen von 80 % noch leitfähig [Pel+00]. Allerdings befindet sich unter der Goldschicht eine dünne Schicht mit schlechter leitfähigen Partikeln, die die entstehenden Spalten der gedehnten Elektrode füllen, bzw. überbrücken.

Für eine Anwendung im Bereich der Durchflussregelung stellen PIMPIN, SUZUKI und KASAGI einen 42  $\mu\text{m}$  dicken dielektrischen Membranaktor vor, der auf einem Siliziumwafer hergestellt ist und dessen Elektroden aus etwa 200 nm dick gesputtertem Chrom-Gold Kreissegmenten bestehen. Die Strukturierung der Elektroden erfolgt über einen Nassätzprozess (mit  $\text{SiO}_2$ ) [PSK04].

Um eine auch unter Dehnung leitfähige metallische Elektrode zu erzeugen, haben BENSLIMANE, GRAVESEN und SOMMER-LARSEN einen Elastomerfilm mit einer gewellten Oberfläche hergestellt. In Abbildung 4.23(a) ist ein einzelner Film und ein Aktor, der aus zwei laminierten Filmen besteht, dargestellt. Die darauf abgeschiedene Elektrode ist entlang der Richtung der Wellenstruktur nachgiebig. In der dazu senkrechten Richtung kann die Elektrode als planar und somit steif angenommen werden. Damit wird eine Vorzugsrichtung im Aktorbetrieb erreicht. Die Wellenstruktur ist mit ihrem Höhen-Längen-Verhältnis auf eine maximale Dehnung von 33 % ausgelegt. Die Elektroden bestehen aus 70 nm bis 110 nm dickem Silber [BGSL02]. Das von Danfoss PolyPower entwickelte Herstellungsverfahren entspricht grundsätzlich diesem Aufbau. Allerdings wird der beidseitig gewellte Film direkt als Rollenmaterial aus zwei Filmen laminiert. In einem Sputterprozess können großflächig Metallschichten mit einer Dicke von 10 nm bis 500 nm abgeschieden werden. Als Elektrodenmaterial wird Silber verwendet [KB09]. Ein solcher Aktor ist im Ausgangs- und im Betriebszustand in Abbildung 4.23(b) dargestellt.



**Abbildung 4.23:** Elektrode auf einem wellenförmig strukturierten dielektrischen Film. (a) Laminierter Aktor aus zwei Filmen. (b) Aktionsprinzip eines Wellmembran-Aktors.

DUBOIS, ROSSET und KOSTER stellen den ersten dielektrischen Elastomeraktor mit ionenimplantierten Elektroden vor. Damit wird eine Leitfähigkeit an der Oberfläche des Elastomers erzeugt, die mikrostrukturierbar ist und keine merkliche Verminderung der Nachgiebigkeit gegenüber dem reinen Dielektrikum bewirkt [DRK05]. Dabei wird der 35  $\mu\text{m}$  dicke Elastomerfilm mit einer ganzflächigen Grundelektrode aus 50 nm tief eingebrachten Titan-, Gold- oder Palladiumionen versehen. Die Strukturierung erfolgt nur auf einer Seite und ist über eine zuvor zusätzlich aufgebrachte,

strukturierte Polyimid-Schicht realisiert [Dub+06]. Diese wird nach der Ionenimplantation wieder entfernt. Bei weniger anspruchsvollen Auflösungen im Millimeterbereich kann die Strukturierung auch über Schattenmasken erfolgen. Mit implantierten Ionen werden Schichtwiderstände im Bereich von  $R_{\square} = 100 \text{ k}\Omega$  bis  $1000 \text{ k}\Omega$  erreicht. Allerdings bewirkt eine hohe Ionendosis neben den niedrigen Widerständen auch eine deutliche Erhöhung des E-Moduls [Ros+08c]. Die Kontaktierung erfolgt über aufgesputterte Kontaktfelder aus Gold.

YUAN u. a. zeigen eine aus Kohlenstoffnanoröhren (CNT) aufgebaute Elektrode, die auf einem vorgespannten VHB-Film eingesetzt wird. Zwar sind keine gemessenen Widerstandswerte bekannt, die Dehnung des Aktors entspricht allerdings der einer sonst üblichen Graphitelektrode mit über 100 % [Yua+08]. Die CNT werden aus einer Suspension ca. 50 – 60 nm dick aufgetragen. Ein weiterer Vorteil der außerordentlich dünnen Elektroden liegt in einem Selbstheilungseffekt, der auch bei dünnen metallischen Elektroden im Kurzschlussfall ein Verdampfen der Elektrode um den Durchschlagskanal bewirkt, so dass eine isolierende Ringzone entsteht. Dieser Effekt wird seit langem z.B. in Kondensatoren genutzt [Hey76].

Neben Kohlenstoffnanoröhren sind z.B. Silbernanopartikel ebenfalls als geeignetes Elektrodenmaterial bekannt. Mit einem Aufdruckverfahren stellen YU, KIM und HWANG Elektroden mit einem Flächenwiderstand von  $R_{\square} = 37 \Omega$  her. Der Widerstand ist damit gerade doppelt so groß wie der reinen Silbers. Bei dem verwendeten Druckverfahren handelt es sich um ein elektrohydrodynamisches Drucken (EHD). Der Durchmesser des Druckstrahls ist mit  $100 \mu\text{m}$  deutlich größer als der eines Inkjet-Druckers mit etwa  $20 \mu\text{m}$ . Dadurch ist der Druckkopf weniger verstopfungsanfällig und es können höher konzentrierte Suspensionen verarbeitet werden. Ein wesentlicher Nachteil der Silberpartikel ist deren extrem hoher Preis, was für das Ziel der Herstellung von dielektrischen Elastomeraktoren von großem Nachteil wäre. Auf jeden Fall muss jedoch bei der zu wählenden Technologie auf eine möglichst verlustfreie Verarbeitung geachtet werden. Die kürzlich erzielten Verbesserungen des EHD-Verfahrens erlauben einen deutlich stabileren Sprühstrahl. Damit kann das Drucken von Nanopartikeln in einem schreibenden Verfahren erfolgen, es müssen nicht mehr durch mehrfaches Drucken kleinere isolierte Partikelanlagerungen miteinander verbunden werden [KSA08].

In Tabelle 4.5 sind die genannten Materialien mit den zugehörigen Technologien zusammengefasst. Ergänzend sind die bekannten Vor- und Nachteile zugeordnet.

**Tabelle 4.5:** Zusammenfassung möglicher Technologien zur Herstellung der Elektroden.

Material	Technologie	Bemerkung
Graphit	Pinself, Sprühen	Elektrodenstärke im Mikrometerbereich, gute Dehnungseigenschaften
leitf. Polymere	Schleudern, Drucken	nur mit passendem dielektrischen Elastomer verwendbar, Strukturierung aufwändig
Metalle	PVD	durch Strukturierung oder Substratwelligkeit gut dehnbar, extrem dünn, empfindlich gegenüber passiven Dehnungen
Gold-Ionen	Ionenimplantation	sehr aufwändiger Prozess, hohe Schichtwiderstände, aufwändige Kontaktierung (PVD-Verfahren), sehr robust, da im Elastomer integriert
Nanopartikel	Sprühen, Drucken	vielfersprechend, spezifische Suspension erforderlich, Dispergieren der Partikel schwierig

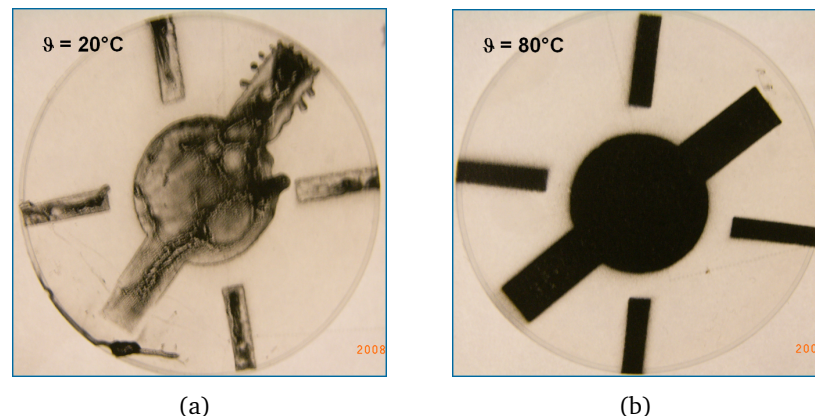


#### 4.4.2 Graphitelektroden

Es ist offensichtlich, dass für die Elektrodenherstellung weder ein Material noch eine spezielle Technologie besonders viele Vorteile vereint. Aus diesem Grund wird zunächst eine Technologie zur Herstellung von Elektroden aus Graphitpulver entwickelt. Dabei handelt es sich um das am weitesten verbreitete Elektrodenmaterial, mit dem auch JUNGSMANN funktionierende Elastomerstapelaktoren aufgebaut hat. Wie in der Prozessanalyse (Kapitel 4.1.1) erläutert, ist das Sprühen eines Aerosols sehr aufwändig bzw. fehleranfällig. Das größte Problem, nämlich die schwankende, unbestimmte Zusammensetzung des aufgesprühten Materials kann sehr effektiv umgangen werden, indem das Graphit in ein leicht verdampfendes Trägerfluid dispergiert wird. Diese Suspension lässt sich gleichmäßig aufsprühen und zudem reproduzierbar herstellen, eine Sedimentation der Graphitpartikel kann durch kontinuierliches Umpumpen verhindert werden.

Der Wahl des Dispersionsmittels kommt eine besondere Bedeutung zu, da das zu besprühende Elastomer hydrophob ist und eine zusätzliche Oberflächenbehandlung vermieden werden soll. Der Einsatz von Isopropanol als Dispersionsmittel hat sich bewährt: Wird diese Suspension auf eine erhitzte Elastomeroberfläche aufgesprüht, so verdampft das Isopropanol sofort beim Auftreffen auf der Oberfläche, sodass es zu keiner flüssigen Tropfenbildung kommt. Lediglich eine ausreichend hohe Oberflächentemperatur des Elastomers muss gewährleistet sein. Wie in Abbildung 4.24 zu sehen ist, kann die bei Raumtemperatur entstehende Tröpfchenbildung bei Temperaturen oberhalb von 70 °C bereits vermieden werden. Durch den vorigen Prozessschritt der Vernetzungsbeschleunigung ist dies ohnehin gewährleistet.

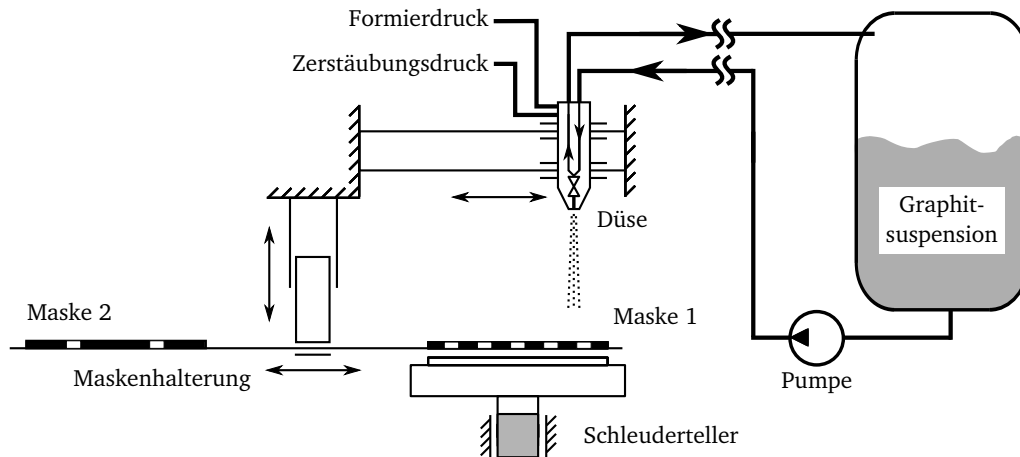
Für das Sprühverfahren wird eine Zweistoff-Düse eingesetzt, die neben einer ständigen Umwälzung der Suspension auch eine präzise Ausbildung des Sprühkegels ermöglicht. Dieser wird durch zusätzliche Drücke eingestellt, die zum einen für die Zerstäubung und zum anderen für die Formgebung mittels einer Stauchung des kreisförmigen Sprühkegels zu einer flachen Ellipse verantwortlich sind.



**Abbildung 4.24:** Sprühergebnis der Isopropanol-Graphit-Suspension auf unterschiedlich temperierten Oberflächen: (a) 20 °C. (b) 80 °C.

Da bereits JUNGSMANN mit Hilfe von Schattenmasken Elektroden mit Strukturbreiten von weniger als 1 mm realisieren konnte, wird dieses Verfahren adaptiert. Allerdings wird auf ein sicheres Absetzen der Masken auf die Elastomeroberfläche geachtet. Mit einer Maske können ausschließlich rotationssymmetrische Aktoren gefertigt werden, indem bei jedem Schichtwechsel der Schleuderteller unter der Maske in einem anderen Winkel positioniert wird. Um zusätzliche Freiheitsgrade für die Aktorgestaltung zu gewinnen, wird die Maskenhalterung mit zwei Masken versehen und verstellbar ausgeführt. Damit lassen sich zwei unterschiedliche Masken in einen Herstellungsprozess

integrieren. Aktoren müssen daher nicht mehr rotationssymmetrisch ausgeführt werden. Ist die Maske auf der Elastomeroberfläche abgesetzt, wird die Düse geöffnet und linear über der Maske verfahren. Anzahl und Geschwindigkeit der Sprühzyklen sowie die Form der Sprühkeule sind frei wählbar. Dem wachsenden Elastomerstapel wird Rechnung getragen, indem in den folgenden Schritten die Maske jeweils entsprechend der hergestellten Filmdicke weniger weit abgesenkt wird. Die vollautomatische Prozessierbarkeit bleibt damit erhalten. Der schematische Aufbau der Elektrodenbeschichtungseinheit ist in Abbildung 4.25 zu sehen.



**Abbildung 4.25:** Aufbau zur Elektrodenherstellung nach MATYSEK und LOTZ.

Um die Qualität der Elektroden zueinander oder den Einfluss unterschiedlicher Herstellungsparameter zu bestimmen, ist die Leitfähigkeit ein geeigneter Parameter. Der Flächenwiderstand ist nach Gleichung (4.10) definiert als der Kehrwert der spezifischen Leitfähigkeit, nämlich der spezifische Widerstand  $\rho$  bezogen auf die Schichtdicke  $d$ . Wie in Abschnitt 5.3 gezeigt wird, lässt sich der Flächenwiderstand sehr einfach messtechnisch bestimmen. Eine Berechnung des Elektrodenwiderstandes ist aufgrund der nicht bekannten spezifischen Leitfähigkeit der aus einzelnen Partikeln bestehenden Elektrode nicht möglich.

$$R_{\square} = \frac{\rho}{d} \quad (4.10)$$

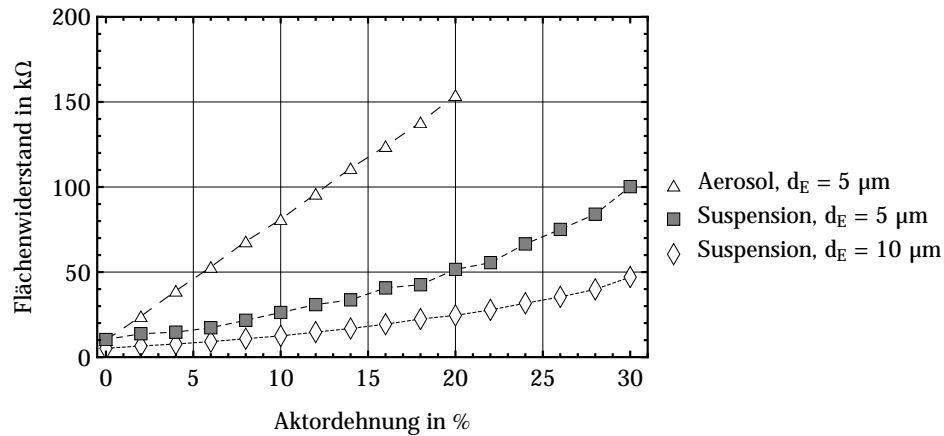
Für die Charakterisierung der Elektroden ist sowohl der Grundwiderstand der Elektroden als auch der dehnungsabhängige Widerstand, der den aktuierten Zustand repräsentiert, zu bestimmen. Abbildung 4.26 zeigt den Vergleich typischer Verläufe des Flächenwiderstandes von Elektroden, die aus einer Suspension hergestellt sind, mit denen des Aerosolprozesses nach JUNGMANN. Der geringere Grundwiderstand und die geringere Dehnungsabhängigkeit der aus der Suspension hergestellten Elektrode sind typische Ergebnisse. Die Bedeutung des Flächenwiderstandes und der Einfluss der Widerstandsgröße auf den Betrieb der Aktoren werden in den folgenden Kapiteln näher erläutert.

Nähere Untersuchungen zur Zusammensetzung und Homogenität der Elektroden sowie der Vergleich mit anderen Elektrodenmaterialien sind von LOTZ ausführlich durchgeführt worden [Lot09]. Bei geeigneter Wahl der Sprühparameter wird ein Flächenwiderstand von  $R_{\square} = 10 \text{ k}\Omega$  erreicht, der für den Betrieb der Aktoren ausreichend ist.

#### 4.4.3 Minimierung der Elektrodendicke

Wie in Abschnitt 4.2 dargestellt, sind die Ziele zur Herstellung dünner dielektrischer Filme mit einer Filmdicke unter  $20 \text{ }\mu\text{m}$  voll erreicht worden. Ein Vergleich mit den Daten der Aktortechno-

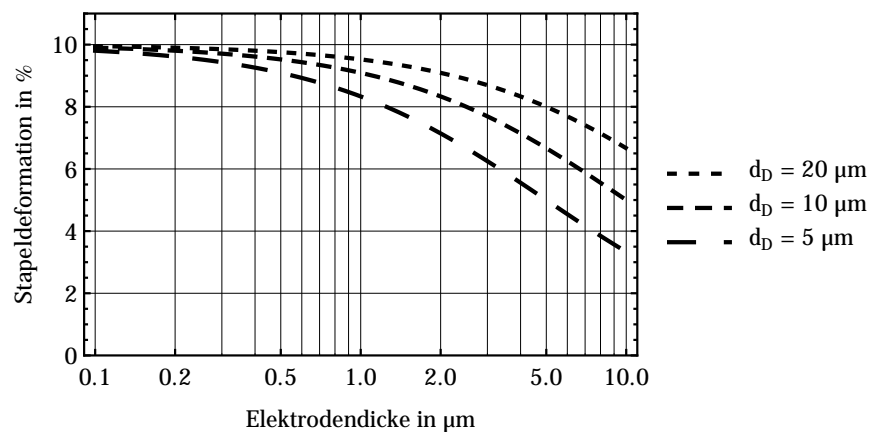




**Abbildung 4.26:** Flächenwiderstände für unterschiedlich hergestellte Elektroden mit unterschiedlichen Schichtdicken  $d_E$ .

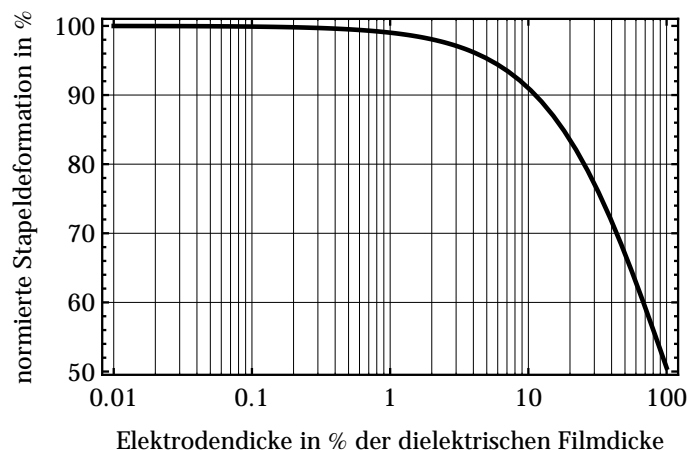
logie von JUNGMAHN liefert eine Filmdicke von etwa 30  $\mu\text{m}$  und eine Elektrodenstärke von 5  $\mu\text{m}$ . Während die dielektrischen Schichten zwischen den Elektroden nachgiebig sind und damit für die Auslenkung des Aktors sorgen, liefern die Elektroden und äußeren Elastomer-Deckschichten keinen Beitrag zur Dickenänderung eines Aktors. Für die Anwendung der Elastomerstapelaktoren in taktilen Displays sind um einige Mikrometer dickere Aktoren zwar durchaus akzeptabel, dennoch gilt es für die Beschreibung der Aktoren und zur Identifizierung neuer Forschungsziele den Zusammenhang zwischen den unterschiedlichen Schichtdicken und der resultierenden Aktorauslenkung zu untersuchen.

Die Kennlinien in Abbildung 4.27 zeigen die resultierende Auslenkung für Stapelaktoren mit unterschiedlich dicken dielektrischen Filmen. Es wird eine Dehnung der dielektrischen Schichten von 10 % angenommen. Die Dehnung der Stapelaktoren ist in Abhängigkeit der Dicke der Elektroden dargestellt. Bei einer Filmdicke von 20  $\mu\text{m}$  und einer Elektrodenstärke von 5  $\mu\text{m}$  kann sich der gesamte Stapel noch um 8 % zusammen ziehen. Wird jetzt jedoch die Filmdicke weiter reduziert, z.B. ebenfalls auf 5  $\mu\text{m}$ , so verringert sich auch die Effektivität des Stapelaktors. Bei der in diesem Falle identischen Dicke von Elastomerfilm und Elektrode wird die Auslenkung des Stapelaktors halbiert: Während die dielektrischen Filme weiterhin um 10 % kontrahieren, kann äußerlich eine Deformation des Stapelaktors von nur noch 5 % festgestellt werden.



**Abbildung 4.27:** Relative Stapeldeformation für unterschiedliche Filmdicken  $d_D$  in Abhängigkeit der Elektrodenstärke.

Eine allgemeinere Betrachtung dieses Zusammenhangs ermöglicht die Bestimmung der normierten Stapeldeformation, indem die relative Deformation des ganzen Elastomerstapelaktors auf die relative Deformation der dielektrischen Filme bezogen wird. Ebenso wird die Elektrodendicke auf die Ausgangsdicke des dielektrischen Filmes normiert. Der Zusammenhang ist in Abbildung 4.28 dargestellt. Um einen möglichst effektiven Stapelaktor zu bauen, sollte also die Elektrode weniger als 10 % der dielektrischen Filmdicke betragen, idealerweise aber eher in der Größenordnung von 1 % liegen. Die den Diagrammen zugrunde liegenden Berechnungen sind in Anhang D dokumentiert.



**Abbildung 4.28:** Normierte Stapeldeformation in Abhängigkeit des Verhältnisses Elektrodendicke zu Filmdicke.

Für die hier entwickelten Aktoren mit einer Filmdicke von 10  $\mu\text{m}$  sollte eine Elektrode demnach eine Dicke von unter 1  $\mu\text{m}$  aufweisen. Die Verwendung üblicher Graphit- bzw. Kohlenstoffelektroden ist damit nicht mehr zielführend. Suspensionen mit anderen leitfähigen Partikeln im Nanometerbereich stellen hingegen eine viel versprechende Alternative dar, die im Rahmen der Arbeiten von LOTZ untersucht wird [Lot09].

Aus den eingangs des Kapitels aufgezeigten Alternativen ist weiterhin der Einsatz metallischer Elektroden in einen Elastomerstapelaktor gut denkbar. Wegen der potenziellen Prozessauglichkeit für eine automatisierte Herstellung der Aktoren werden im Folgenden zwei PVD-Verfahren auf ihre Tauglichkeit hin überprüft. Zum einen handelt es sich dabei um Bedampfen und zum anderen um Kathodenzerstäubung (Sputtern). Die Anforderungen an die neu zu entwickelnden Elektroden sind in Tabelle 4.6 zusammengefasst. Die Beurteilung der Elektrodenqualität erfolgt über die Aufnahme des Flächenwiderstandes in Abhängigkeit der lateralen Flächendehnung. Während hier eine Beschränkung auf die Darstellung der Ergebnisse erfolgt, wird das verwendete Messprinzip in Kapitel 5.3 ausführlich erläutert.

**Tabelle 4.6:** Zielgrößen wichtiger Parameter für neue Elektroden.

Parameter	Wert
Flächenwiderstand	$R_{\square} < 100 \Omega$
Dehnbarkeit	$S_{X,Y} > 30 \%$
Kompressionsmodulerhöhung	$Y_{C,E} < 100 \text{ kPa}$
Dicke der Elektrode	$d_E < 1 \mu\text{m}$

Für beide Verfahren ist eine Vorbehandlung der Elastomeroberfläche notwendig, da andernfalls die auf der hydrophoben Oberfläche abgeschiedenen Metallelektroden eine zu geringe Haftung

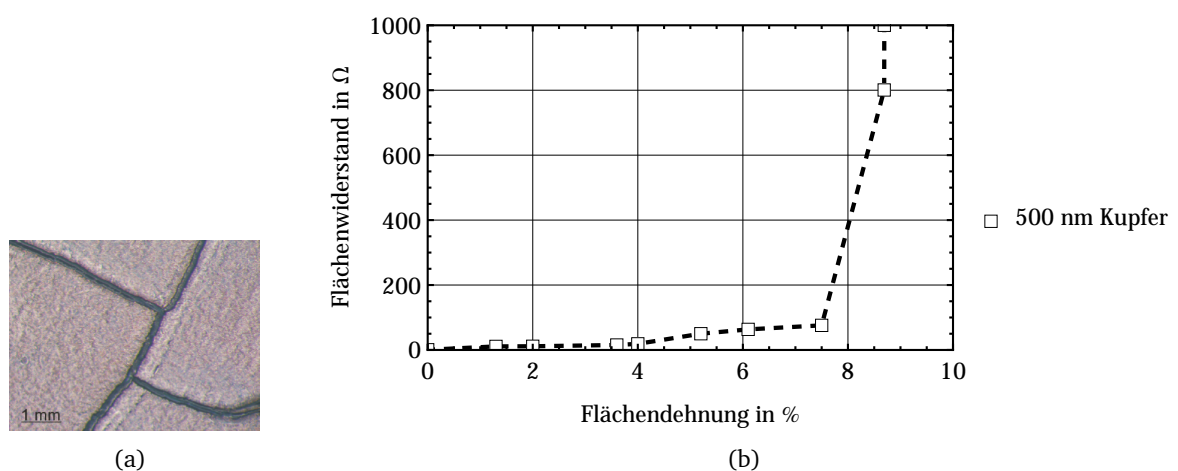
besitzen. Gerade diesem Haftungsmechanismus schreiben aber Li und Suo die größte Bedeutung für eine dehnbare metallische Schicht auf einem flexiblen Substrat zu. In Abhängigkeit der Adhäsion werden drei Dehnungsverhalten unterschieden. Tritt unter Dehnung nur eine einzige Ablösung der Metallschicht auf, so wird sie schon bei geringen Dehnungen an dieser Stelle reißen. Treten jedoch mehrere solcher lokalen Ablösungen auf, kann sich die Zugspannung weiter verteilen und sie erreicht erst bei deutlich größeren Dehnungen die kritische Reißspannung. Wenn es im Dehnungsbereich zu keinen Ablösungen der Metallschicht vom Substrat kommt, können die größten Dehnungen erreicht werden, ohne dass es zu einer Rissbildung kommt [LS07].

Bei der Oberflächenaktivierung mittels Plasmaätzen wird die Oberfläche des Elastomers angeätzt. Dies dient sowohl der Reinigung der Oberfläche, indem Fremdpartikel entfernt werden, als auch der Erhöhung der Oberflächenenergie, die damit neue Bindungsmöglichkeiten und deutlich geringere Benetzungswinkel ermöglicht.

## Bedampfen

Für das Aufdampfen von Kupfer und Aluminium werden auf 2'' Siliziumwafer aufgeschleuderte Elastomerfilme in einer Aufdampfanlage von BALZERS (Typ BAK 550) in die Kammer eingebracht. Bei einem Arbeitsdruck von  $1,4 \cdot 10^{-5}$  mbar werden etwa 500 nm dicke Schichten aufgedampft. Beim Beschichtungsprozess kommt es zwangsläufig zu einer deutlichen Erwärmung des Elastomersubstrates auf etwa 200 °C. Während des Abkühlungsprozesses führen die extrem unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten des Kupfers und des Elastomers zu einer starken Rissbildung, die in der Mikroskopaufnahme in Abbildung 4.29 (a) gut zu erkennen ist. Trotz der dadurch ausgebildeten Schollen beträgt der Flächenwiderstand weniger als 50  $\Omega$ . Bis zu einer Flächendehnung von fast 5 % bleibt dieser Widerstandswert nahezu unverändert (Abbildung 4.29(b)), bei weiterer Dehnung nimmt er jedoch exponentiell zu. Bei einer Dehnung von 10 % ist keine Leitfähigkeit mehr messbar ( $R_{\square} > 200$  k $\Omega$ ). In vielen Fällen bleibt sogar der Verlust der Leitfähigkeit selbst nach Rücknahme jeglicher Dehnung erhalten.

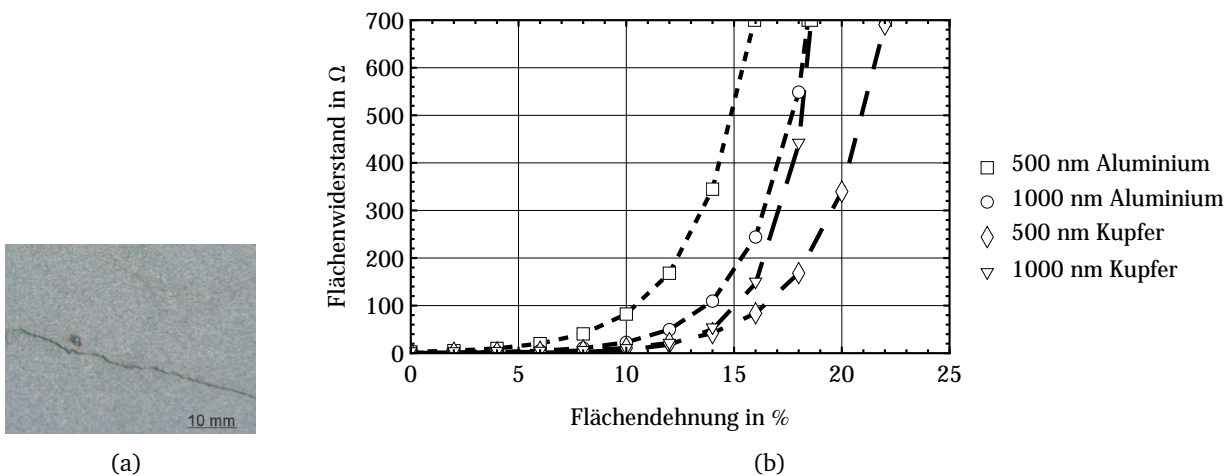
Die aufgedampften Aluminiumschichten sind so empfindlich, dass sie bereits nach Einbau in den Flächenwiderstandsmessplatz so viele Risse aufweisen, dass keine Leitfähigkeit mehr messbar ist.



**Abbildung 4.29:** Ergebnis für eine aufgedampfte Kupferelektrode. (a) Mikroskopaufnahme des Kupfers auf dem Elastomersubstrat. (b) Dehnungsabhängiger Flächenwiderstand.

## Sputtern

Die Proben für gesputterte Elektroden werden in einer Magnetron-Sputteranlage von ALCATEL (Typ SCM 600) hergestellt. Im Vergleich zum Aufdampfen erfolgt das Sputtern bei niedrigen Temperaturen, das Substrat erreicht eine Maximaltemperatur von etwa 80 °C. Vermutlich daher resultiert auch die deutlich geringere Rissbildung der Metallschichten, die in Abbildung 4.30 (a) an einer 1 µm dicken Kupferschicht exemplarisch dargestellt ist. Das dehnungsabhängige Verhalten des Flächenwiderstandes der 500 nm und 1 µm dicken Kupfer- und Aluminiumschichten ist in Abbildung 4.30(b) zu sehen. Verglichen mit den aufgedampften Schichten sind die gesputterten Schichten deutlich stabiler und lassen sich auch weiter dehnen. Die besten Ergebnisse werden mit 500 nm dicken Kupferelektroden erreicht, die selbst bei einer Dehnung von über 20 % noch eine sehr hohe Leitfähigkeit besitzen.



**Abbildung 4.30:** Ergebnisse für gesputterte Elektroden. (a) 1 µm dicke Kupferelektrode auf einem Elastomersubstrat. (b) Dehnungsabhängiger Flächenwiderstand.

Mit diesem Herstellungsprozess werden in einem aufwändigen Verfahren zehnschichtige Stapelaktoren mit 500 nm dick gesputterten Kupferelektroden hergestellt. Die Strukturierung erfolgt über dünne Metallfolien als Schattenmasken. Eine erfolgreiche Inbetriebnahme der Aktoren scheitert an der schwierigen Kontaktierung der Zuleitungen, da die passiven Verbiegungen der dünnen Kupferschichten bei der Handhabung der flexiblen Aktoren zu sehr starken Rissbildungen führen.

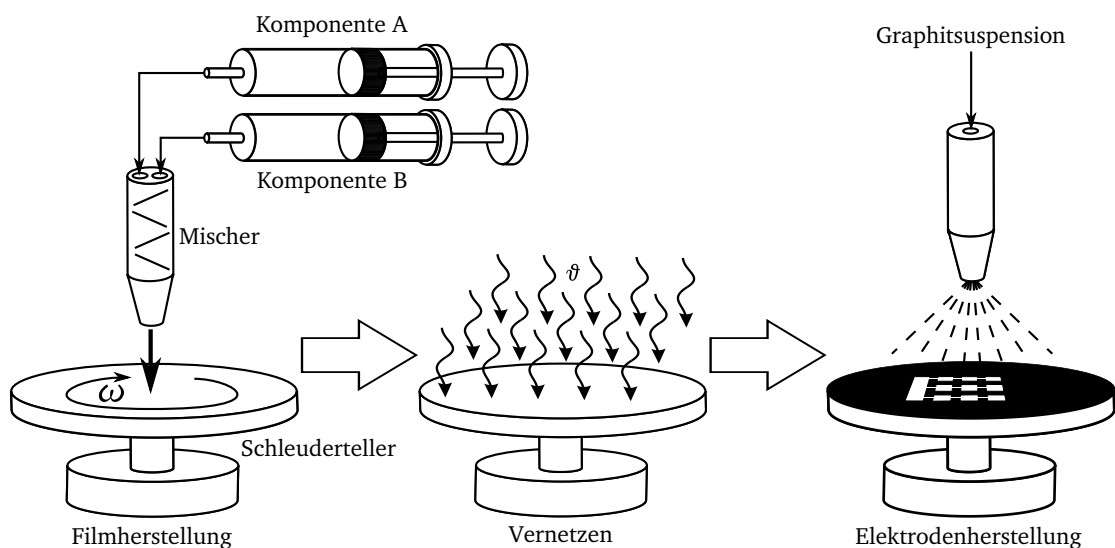
Grundsätzlich sind die hergestellten Metallfilme auch unter der im Aktorbetrieb zu erwartenden Dehnung gut leitfähig. Das beobachtete Verhalten der Elektroden ist in Einklang mit den modellhaften Beschreibungen der Grenzflächeneffekte zwischen flexiblem Substrat und metallischer Schicht nach TSAY u. a. [Tsa+05]. Demnach ist eine bessere Haftung des Metalls auf härteren Substraten zu erwarten. Das verwendete sehr weiche Elastomer, das vor allem bei der Handhabung der flexiblen Aktoren sehr hohen passiven Dehnungen ausgesetzt ist, führt zu einem hohen Ausschuss. Selbst eine weitere Deckschicht auf der Elektrode kann keine ausreichende Stabilität gewährleisten, was bei steiferen Materialien schon erfolgreich gezeigt worden ist [Tsa+05]. Von der Verwendung metallischer Elektroden in Elastomerstapelaktoren, die aus Elastosil® P7670 gefertigt sind, ist daher abzusehen.

---

## 4.5 Realisierte Anlage und Ergebnisse

---

Für den in Abbildung 4.31 zusammengefasst abgebildeten Herstellungsprozess sind entsprechend drei Stationen für die Filmherstellung (mit Dispenser für das Elastomer und Spritzschutz), das Heizen (Vernetzung und Vorbereitung zur Herstellung der Elektroden) sowie die Elektrodenherstellung (gekapselte Sprüheinheit für Graphit-Suspensionen) aufgebaut. Zur stetigen Überwachung der Elektrodenherstellung ist eine Messstation aufgebaut, an der Flächenwiderstand der Elektroden im Herstellungsprozess überprüft werden kann. Grundsätzlich erfolgt dies aber nur nach Wartungs- und Serviceeingriffen, wie beispielsweise das Auffüllen der Suspension. Zusätzlich sind zwei weitere Stationen aufgebaut, nämlich jeweils eine zweite Einheit zur Film- und Elektrodenherstellung, an denen alternative Materialien getestet werden. Das Umschalten des Herstellungsprozesses erfolgt dabei lediglich über den Steuerrechner, es kommt zu keiner Kontamination der unterschiedlichen Prozesse.



**Abbildung 4.31:** Schematische Darstellung der Prozessschritte und Abfolge zur Herstellung der Elastomerstapelaktoren.

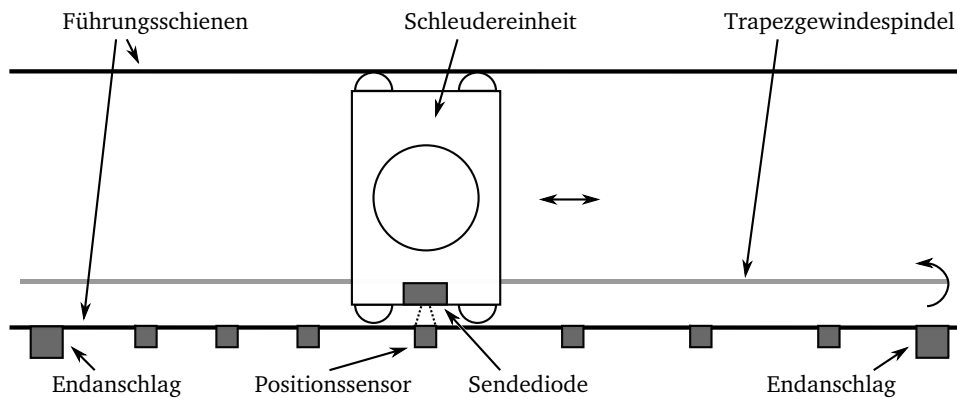
Der modulare Aufbau der Herstellungsanlage erlaubt die Integration mehrerer zusätzlicher Prozessmodule. Dadurch kann der bisher entwickelte Herstellungsprozess als Standard definiert werden und steht jeder Zeit zur Verfügung. Für die weitere Entwicklung der Elastomerstapelaktoren mit anderen Elastomeren oder anderen leitfähigen Materialien können parallel weitere Prozessstationen aufgebaut werden, die auch unterschiedliche Herstellungsverfahren nutzen können. Das aufgebaute Schlittensystem ist in Abbildung 4.32 gezeigt. Die Schleudereinheit ist zwischen zwei Linearführungen eingebaut und wird über einen Spindelantrieb linear bewegt. Die einzelnen Stationen werden über frei positionierbare optische Sensoren erfasst. Das Positionieren des Schlittenantriebs gelingt dabei mit einer Positioniergenauigkeit von unter 50  $\mu\text{m}$ .

---

### 4.5.1 Elektronik und Software

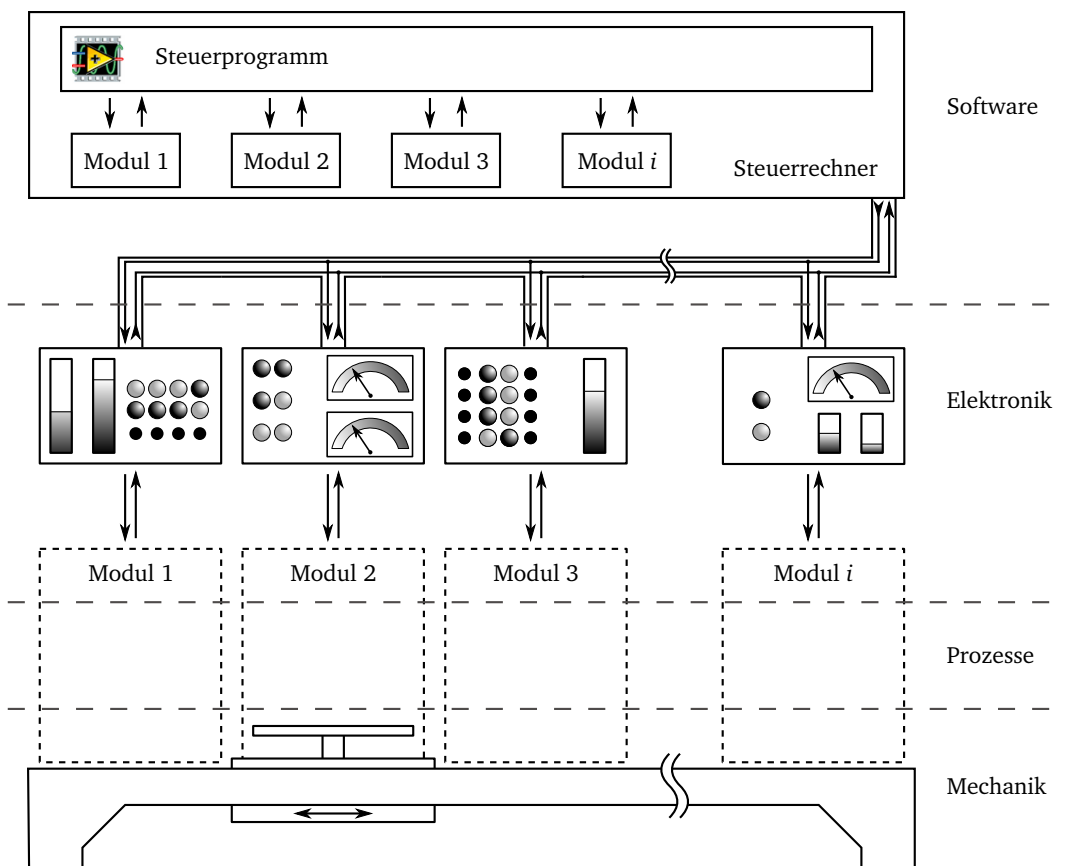
---

Analog zum mechanischen Aufbau ist auch das Steuerungskonzept des kompletten Systems modular aufgebaut. Abbildung 4.33 verdeutlicht diese Struktur: Von den Prozessen ausgehend sind die entsprechenden Module mechanisch umgesetzt und besitzen jeweils eine eigene elektrische



**Abbildung 4.32:** Schlittenantrieb der Schleudereinheit mit integrierter Positionserkennung.

Steuerung. Das Zusammenstellen der einzelnen Prozessschritte zu einem Herstellungsprogramm erfolgt in einem LABVIEW<sup>®</sup>-Programm.



**Abbildung 4.33:** Vollständig modularer Aufbau des Systems.

Dabei wird die Abfolge der einzelnen, vordefinierten Prozessschritte, wie beispielsweise das Fahren der Schleudereinheit zu den einzelnen Stationen, sowie die Anzahl der Wiederholungen dieser Schleifenstruktur angegeben. Es können mehrere dieser Schleifen direkt hintereinander programmiert werden, wodurch der Aufbau komplexer Aktoren mit beliebiger Schichtzahl möglich ist. Für jeden Prozess können die einstellbaren Prozessparameter definiert werden, wie beispielsweise für die Vernetzungsbeschleunigung die Heizzeit und Drehgeschwindigkeit des Schleudertellers. Es stehen 15 vordefinierte Prozesse mit insgesamt 135 Parametern zur Verfügung. Da die Anlage zur Herstellung der Aktoren gerade für die Entwicklung neuer Prozesse und Prozesskombina-

tionen geeignet sein soll, ist es zusätzlich möglich, jeden einzelnen Prozessschritt von Hand zu programmieren und auszuführen. Auch dies erfolgt über die den Prozessstationen zugeordneten Elektronik-Module. Die Parameter werden in den Mikrocontrollern abgelegt, die auch die Prozessabläufe steuern. Während alle zeitkritischen Abläufe, wie z.B. der Schleudervorgang des Elastomers, also dezentral gesteuert, bzw. geregelt werden, erfolgt die Ansteuerung dafür im automatischen Betrieb vom Steuerrechner aus über ein serielles Protokoll.

Zur Datensicherung während des Herstellungsprozesses wird ein automatisiertes Prozessprotokoll geschrieben, in dem das Herstellungsprogramm mit allen Parametern, vor allem aber auch die einzelnen Prozessschritte mit einem Zeitstempel und diversen Umgebungsparametern wie unterschiedlichen Temperaturen festgehalten werden. Dies ermöglicht eine Kontrolle der hergestellten Objekte und kann ggf. zur Fehlersuche wichtige Hinweise geben.

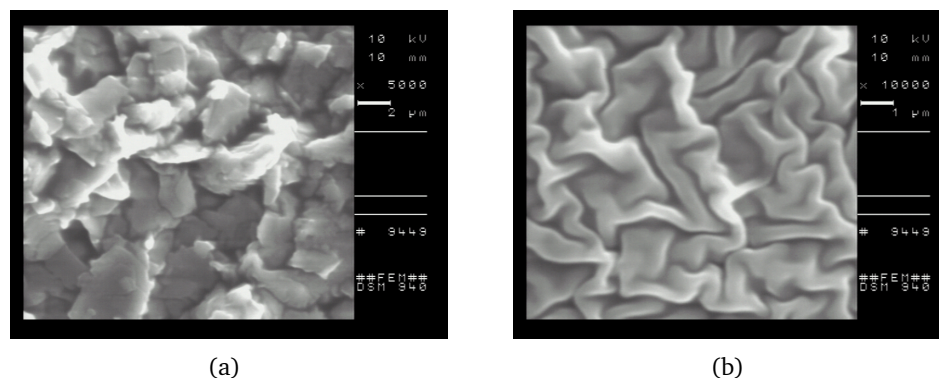
## 4.5.2 Ergebnisse

Die automatisierte Herstellung dielektrischer Elastomerstapelaktoren mit einer Filmdicke von  $5\text{ }\mu\text{m}$  bis  $100\text{ }\mu\text{m}$  und einer maximalen Dickenschwankung von  $4\%$  kann reproduzierbar in über 100 Schichten übereinander hergestellt werden.

Aus Graphitpulver herstellbare Standardelektroden besitzen einen Flächenwiderstand von etwa  $10\text{ k}\Omega$  bei einer Dicke von  $5\text{ }\mu\text{m}$ , die minimale Strukturbreite beträgt  $0,5\text{ mm}$ . Zur Herstellung der Aktoren werden typischerweise Schleuderteller mit einem Durchmesser von  $40\text{ mm}$  eingesetzt,  $75\text{ mm}$  und  $100\text{ mm}$  sind ebenfalls einsetzbar.

Grundsätzlich ist die Verwendbarkeit von aufgesputterten Kupferelektroden gezeigt. Bei einer Dicke von  $0,5\text{ }\mu\text{m}$  kann ein Flächenwiderstand von unter  $400\text{ }\Omega$  bis zu einer Flächendehnung von  $20\%$  aufrecht erhalten werden. Allerdings sind Aktoren mit solchen Elektroden empfindlich gegenüber passiven Dehnungen und sehr schwer zu kontaktieren. Während sie damit für den Einsatz in einem taktilen Display nicht geeignet sind, können sie durchaus bei der Integration von dielektrischen Elastomerstapelaktoren in Mikrosystemen eingesetzt werden.

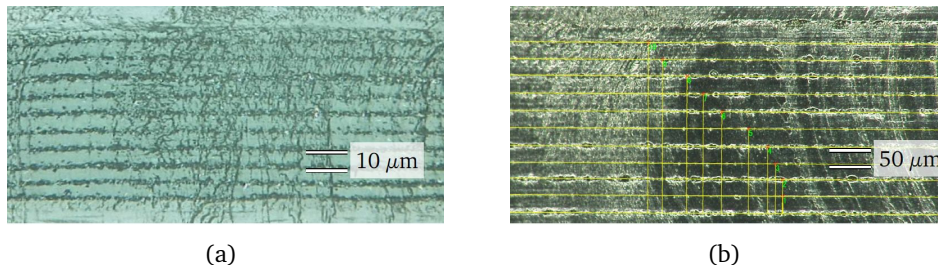
Abbildung 4.34 zeigt zwei REM-Aufnahmen der beiden Elektrodenvarianten. Bei der Graphitelektrode sind die einzelnen Partikel zu erkennen, während die faltige Oberfläche der Kupferschicht von einer schlechten Haftung zeugt, die aber gerade dadurch auch bei einer relativ großen Dehnung noch leitfähig bleibt.



**Abbildung 4.34:** REM-Aufnahmen von Elektrodenoberflächen. (a) Graphit-Elektrode. (b) Kupfer-Elektrode.

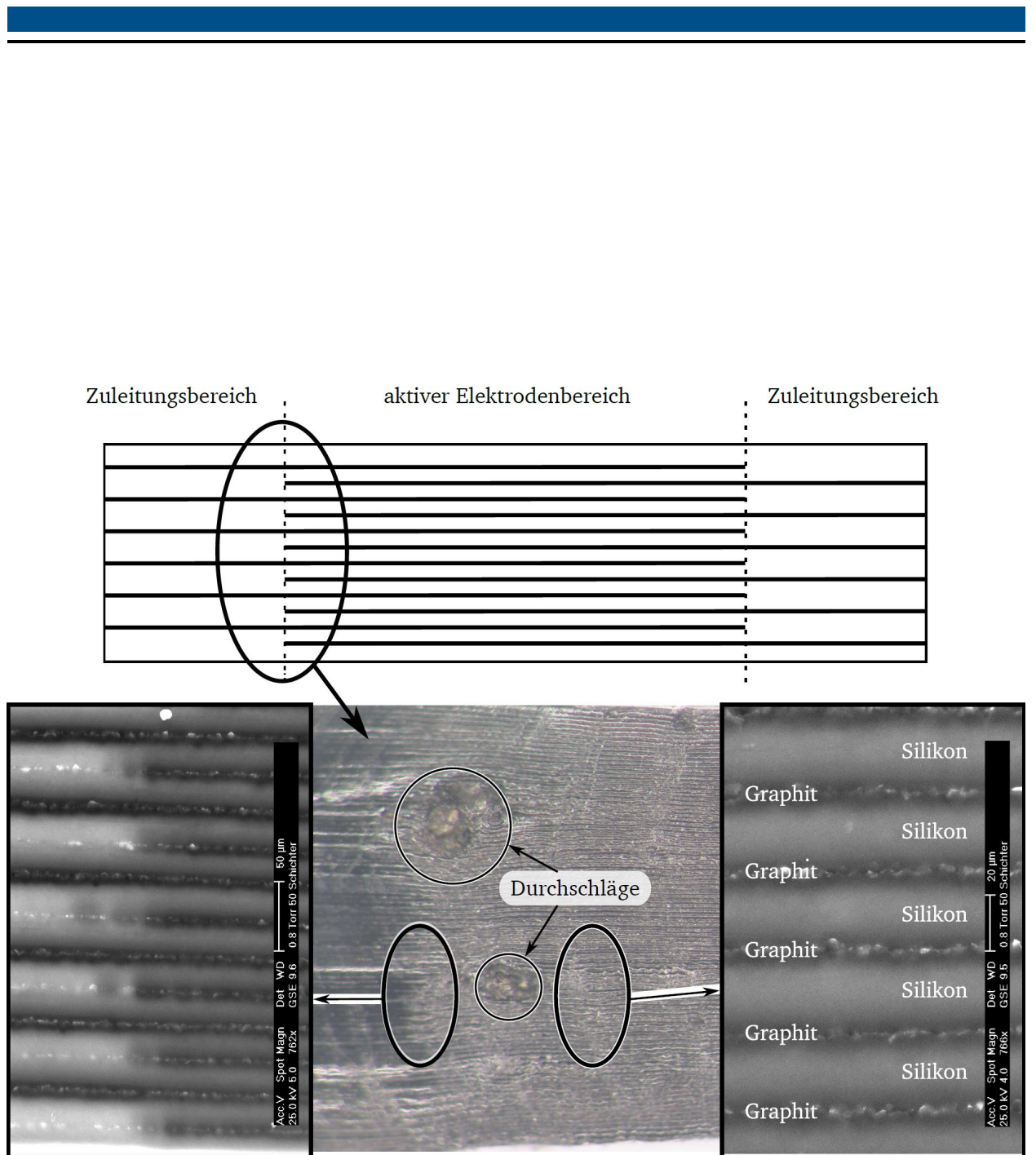


Abbildung 4.35(a) zeigt den Zuleitungsbereich eines Aktors mit einer Filmdicke von  $5\text{ }\mu\text{m}$ , d.h. zwischen den dunkleren Elektrodenschichten ist in der Ebene jeweils noch eine weitere Gegelektrode, die Zuleitungen haben einen Abstand von  $10\text{ }\mu\text{m}$ . Mit einer Filmdicke von  $50\text{ }\mu\text{m}$  ist der Aktor in Abbildung 4.35(b) für deutlich höhere Betriebsspannungen ausgelegt. Auch hier verlaufen die Elektroden sehr gleichmäßig in der Aktorebene, ein Zeugnis der hervorragenden Fertigungsqualität



**Abbildung 4.35:** Mikroskopaufnahmen von Aktorausschnitten. (a) Zuleitungsbereich eines Aktors mit einer Filmdicke von  $5\text{ }\mu\text{m}$ . (b) Elektrodenbereich eines Aktors mit einer Filmdicke von  $50\text{ }\mu\text{m}$ , mit eingeblendeten Vermessungslinien.

Ein Elastomerstapelaktor, bestehend aus 100 Schichten, ist in Abbildung 4.36 gezeigt. Zur besseren Zuordnung des Zuleitungs- und Elektrodenbereiches ist eine schematische Darstellung ergänzt. Neben der senkrecht verlaufenden Kante jeder zweiten Elektrode, über die die Kantenschärfe bei der Elektrodenherstellung bestimmt werden kann, sind zwei Gebiete zu erkennen, in denen elektrische Durchschläge nach Anlegen einer zu hohen Spannung entstanden sind.



**Abbildung 4.36:** Schematischer Schnitt eines Stapelaktors mit gekennzeichnetem Übergang vom Zuleitungs- zum Elektrodenbereich. Mikroskopaufnahme eines Aktors mit 100 Schichten und REM-Aufnahmen der markierten Vergrößerungen.



---

## 5 Messtechnische Charakterisierung

---

Für die Charakterisierung der Elastomerstapelaktoren ist eine Vermessung der Aktorauslenkung in Abhängigkeit der elektrischen Eingangsgrößen erforderlich. Da die Aktoren sich durch ihre hohe Nachgiebigkeit und unterschiedlichen optischen Eigenschaften in Form des Transmissions- und Reflexionsverhaltens der passiven Randflächen gegenüber den Elektrodenbereichen deutlich von anderen Festkörperaktoren unterscheiden, können keine standardisierten Messplätze zur Charakterisierung verwendet werden. Vielmehr ist der Aufbau geeigneter Messplätze zur Charakterisierung des Aktorverhaltens, aber auch einzelner Parametereinflüsse erforderlich.

In diesem Kapitel wird zunächst der entwickelte Messplatz zur dynamischen Dickenmessung der Aktoren erläutert und charakterisiert. Für die vorgestellten Messszenarien, mit denen anschließend die Charakterisierung der Aktoren möglich ist, sind beispielhafte Messergebnisse gezeigt.

Daran anschließend wird das gewählte Verfahren zur Ermittlung der Anzahl der kontaktierten Schichten dargestellt. Die Kenntnis des Grades der Kontaktierung ist elementar für die Interpretation der Messwerte der Aktorauslenkung.

Abschließend werden zwei Messeinrichtungen zur Ermittlung von Materialparametern vorgestellt. Mit dem Flächenwiderstandsmessplatz können Proben von Elektroden auch unter planarer Dehnung vermessen werden. Die Bestimmung des uniaxialen Kompressionsmoduls schließlich ermöglicht eine präzise Berechnung der Aktorauslenkung, kann aber auch zur Beurteilung unterschiedlicher Stapelkonfigurationen herangezogen werden.

---

### 5.1 Messung der Aktorauslenkung

---

Grundsätzlich kann die Deformation von dielektrischen Elastomeraktoren auf zwei Wegen bestimmt werden. Möglich ist dies durch den Zusammenhang zwischen Dickenkontraktion und der damit verbundenen Flächenexpansion. Das Vermessen der Flächenänderung bietet den Vorteil, dass die absolute Flächenänderung immer größer ist als die Dickenänderung und sie daher mittels einer einfachen Kamera durchgeführt werden kann. Problematisch kann das Erfassen des dynamischen Verhaltens werden, hierfür ist der Einsatz spezieller Kameras bzw. Messverfahren erforderlich [Sta07].

Ausgehend von einem konstanten Volumen nach Gleichung (5.1) ergibt sich die Längenänderung in der Ebene  $S_e$  in Abhängigkeit der Dickenänderung  $S_z$  nach Gleichung (5.3), bzw. der umgekehrte Zusammenhang nach Gleichung (5.4).

$$(1 + S_z)(1 + S_y)(1 + S_x) = 1 \quad (5.1)$$

Mit der Definition  $S_x = S_y = S_e$  als eindimensionale Längenänderung in der Ebene senkrecht zur Feldrichtung, bzw. senkrecht zu  $z$  ergeben sich folgende Zusammenhänge:

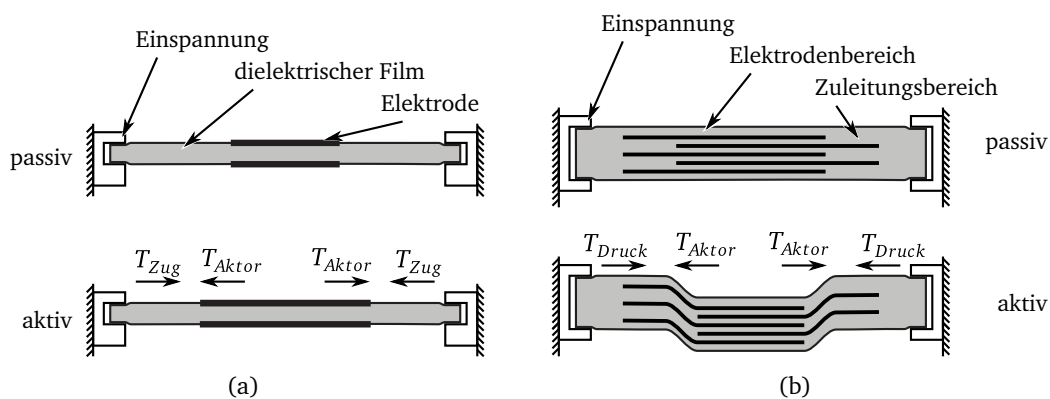
$$(1 + S_z)(1 + S_e)^2 = 1 \quad \Leftrightarrow \quad S_e^2(1 + S_z) + 2S_e(1 + S_z) + S_z = 0 \quad (5.2)$$

$$S_e = -1 \pm \sqrt{1 - \frac{S_z}{1 + S_z}} \quad (5.3)$$

$$S_z = -\frac{S_e^2 + 2S_e}{S_e^2 + 2S_e + 1} \quad (5.4)$$

Aus einschichtigen Filmen aufgebaute dielektrische Elastomeraktoren werden üblicherweise sehr weit vorgedehnt (mehrere 100 %). Diese planare Vordehnung sorgt für sehr große Zugspannungen im Material, die auch zu einer Dickenänderung des Dielektrikums führen. Befindet sich nun ein Aktor in einem solchen vorgespannten Zustand, führt dessen Aktivierung zu einer zusätzlichen Stauchung. Die nach außen gerichteten entstehenden Druckspannungen wirken den Zugspannungen entgegen, übersteigen sie jedoch nicht. Somit kann die Dehnung vom passiven Bereich aufgenommen werden: Der Elektrodenbereich vergrößert sich, während der passive Rand verkleinert wird. Die Fläche bleibt jedoch immer unter einer Vorspannung und damit planar, wie in Abbildung 5.1(a) gezeigt.

Einer der erwähnten Vorteile der Multilayertechnologie ist die nicht benötigte mechanische Vorspannung der Aktoren. Allerdings führt das dazu, dass der im Aktorbetrieb entstehenden, nach außen gerichteten Druckspannung direkt das passive Randmaterial entgegen wirkt, bzw. der Randbereich diese Druckspannung aufnimmt. Das führt zum einen zu einer Begrenzung der Flächenexpansion und damit zu einem Leistungsverlust des Aktors. Zum anderen bewirkt es auch eine Aufwölbung des dünneren Elektrodenbereiches nach oben oder unten, ähnlich wie bei den Diaphragma-Aktoren. In dem resultierenden Kräftegleichgewichtszustand kann das Abbild der ebenen Elektrodenfläche nicht mehr zur Dickenmessung herangezogen werden, hierfür müsste zu jedem Punkt zusätzlich eine Tiefeninformation vorhanden sein. Die auftretende Verformung ist schematisch in Abbildung 5.1(b) gezeigt. Damit ist die einseitige Messung der Auslenkung genauso fehleranfällig wie eine Messung der Flächenänderung.



**Abbildung 5.1:** Aktorverformung bei unterschiedlichen Einspannungsbedingungen: (a) Vorge-dehnter Membranaktor. (b) Nicht vorgedehnter Stapelaktor.

### 5.1.1 Realisierung der Dickenmessung

Die Charakterisierung eines dielektrischen Elastomerstapelaktors erfolgt über eine Dickenmessung. Die elektrische Ansteuerung des Aktors ist für die in Kapitel 2.2 erläuterten Anwendungen höchst

---

unterschiedlich. Sowohl das statische Verhalten der Aktoren als auch das dynamische Verhalten bis zu Frequenzen über 1 kHz ist zu bestimmen. Für das Messsystem wird daher eine Abtastrate von  $> 20$  kHz gefordert.

Die Anforderung für die Auflösung der zu messenden Auslenkung wird über das zu erwartende Verhalten eines einzelnen dünnen Films bestimmt. So kann ein  $80\text{ }\mu\text{m}$  dünner Film hergestellt und mit Elektroden versehen werden. Die zu erwartende Auslenkung bei einer von JUNGSMANN angegebenen Dickenänderung von 20 % [Jun04] führt zu einer Auslenkung der Ober- und Unterseite um jeweils  $8\text{ }\mu\text{m}$ . Um diese minimale Auslenkung sinnvoll zu vermessen, wird eine Auflösung  $< 1\text{ }\mu\text{m}$  gefordert.

Für die Bestimmung des Messbereiches hingegen wird die zu realisierende Aktorhöhe zuzüglich einer vermeintlichen Aufwölbung, die nach oben oder unten ausgebildet werden kann, berücksichtigt. Für einen 6 mm hohen Aktor und einer angenommenen Aufwölbung von 2 mm ergibt sich der Messbereich zu 10 mm.

Bei der Entscheidung für ein Messverfahren, das diesen Anforderungen entspricht, wird auf kontaktbehaftete Verfahren verzichtet. Diese stellen eine Last für den Aktor dar, die selbst bei geringen Kräften wegen des sehr nachgiebigen Aktormaterials einen großen systematischen Fehler erzeugen. Zur Dickenmessung können Durchleuchtungsverfahren oder eine zweiseitige Abstandsmessung eingesetzt werden. Gegen das Durchleuchtungsverfahren sprechen die nicht genauer bekannten optischen Eigenschaften des verwendeten transluzenten Materials Elastosil® P7670, vor allem aber auch die zusätzlichen Materialeinschlüsse der Elektrodenmaterialien.

Von den verbliebenen Messprinzipien bietet eine optische Abstandsmessung den großen Vorteil eines besonders kleinen Messflecks (verglichen mit kapazitiven oder induktiven Messprinzipien), was bei der Vermessung besonders kleiner Aktoren oder zur Vermessung eines Oberflächenprofils notwendig ist. Ein weiteres wichtiges Argument bei der Auswahl der Abstandssensoren ist die Möglichkeit zur Synchronisation der beiden Signale. Ist diese nicht gewährleistet, kann im dynamischen Betrieb aus den beiden Messwerten von Ober- und Unterseite nicht auf die Dicke zurück geschlossen werden.

Nach mehreren Tests an Stapelaktoren erweist sich ein Lasertriangulationsverfahren mit Messverstärker als am besten geeignet. Zwei Lasertriangulatoren von KEYENCE (Typ LK-G) mit linearisierten CCD-Elementen erreichen eine Auflösung von  $< 0,05\text{ }\mu\text{m}$  mit einem Messfleckdurchmesser von  $30\text{ }\mu\text{m}$ . Bei einem Messbereich von 10 mm ist eine Abtastrate von 20 kHz möglich. Bei einer Reduzierung des Messbereiches auf 7 mm kann die Abtastrate auf 50 kHz erhöht werden.

Für die Charakterisierung des Aktorverhaltens bei den unterschiedlichen Anregungsformen sind die folgenden Messprogramme realisiert:

- **Aktorkennlinie**

Zur Ermittlung der Aktorkennlinie wird das statische Auslenkungsverhalten aufgenommen, also die resultierende Auslenkung der Aktoren in Abhängigkeit der angelegten Gleichspannung.

- **Auslenkungsfrequenzgang**

Im dynamischen Betrieb der Aktoren gibt die Veränderung der Amplitude der Dickenänderung in Abhängigkeit der Frequenz einer sinusförmigen Betriebsspannung Aufschluss über das elektrische und mechanische Verhalten der Aktoren.

- **Linienprofil**

Als Linienprofil wird die Dickenmessung entlang einer Linie über den Aktor bezeichnet. Dies

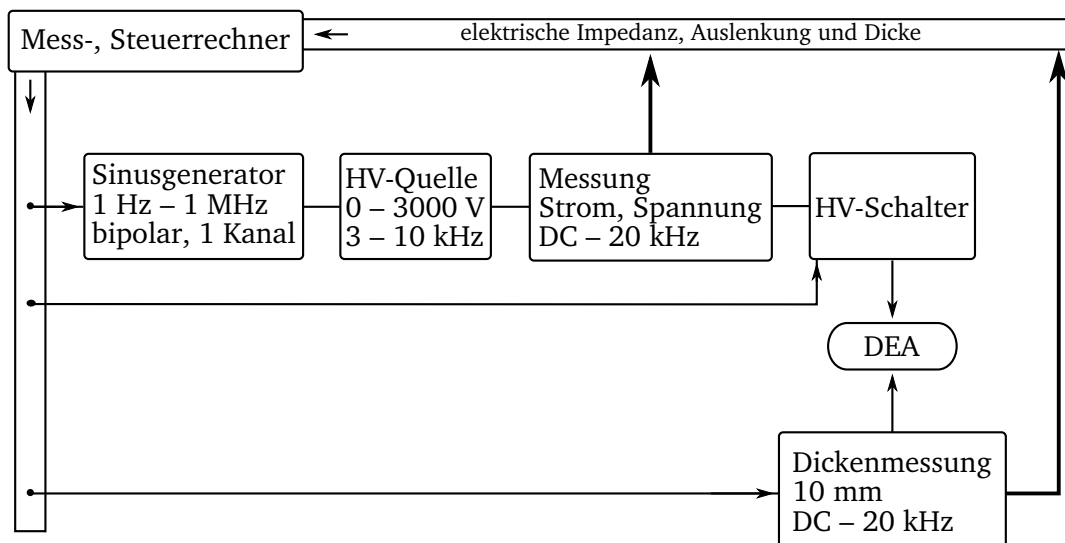
---

- Zeitlicher Verlauf

In diesem Messmodus kann der Aktor mit beliebigen Signalformen der Betriebsspannung beaufschlagt werden und dabei die resultierende Veränderung der Aktordicke aufgenommen werden.

Aus den geforderten Messungen wird ersichtlich, dass neben der Messung der Aktordicke auch eine Messwerterfassung von Spannung und Strom zeitgleich zu den einzelnen Messpunkten der Abstandserfassung notwendig ist. Die Erfassung von Spannung und Strom erfolgt über einen Hochspannungstastkopf (Tastverhältnis 1000:1), bzw. über einen austauschbaren Mess-Shunt. Der Signalverstärker des Lasertriangulators stellt sowohl ein Absolutsignal eines Triangulators (den Abstand) als auch direkt die Dickeninformation analog zur Verfügung. Aus diesen beiden Informationen kann die tatsächliche Lage des Aktors zu jedem Zeitpunkt bestimmt werden. Alle vier Signale werden über einen Analog-Digital-Wandler erfasst und mit einer Wandlungszeit von 20  $\mu$ s digitalisiert.

Durch Ergänzen eines, über eine serielle Schnittstelle steuerbaren, Frequenzgenerators (WG 820, M&R Systems) zur Ansteuerung eines Hochspannungsverstärkers von MATZKE [Mat01] ergibt sich ein voll automatisierter Dickenmessplatz, dessen Ansteuerung und Messwerterfassung schematisch in Abbildung 5.2 dargestellt ist.



**Abbildung 5.2:** Schematische Aufbau zur Messwerterfassung.

### 5.1.2 Aufbau des Messplatzes

Die Substratgrößen, in denen Aktoren üblicherweise hergestellt werden, haben einen Durchmesser von 40 mm und 75 mm. Um einen Aktor in den Messplatz zu integrieren und von beiden Seiten messen zu können, ist eine entsprechende Einspannvorrichtung vorzusehen. Dabei muss darauf geachtet werden, dass die Aktoren leicht befestigt werden können, ohne dabei eine Dehnung zu verursachen.

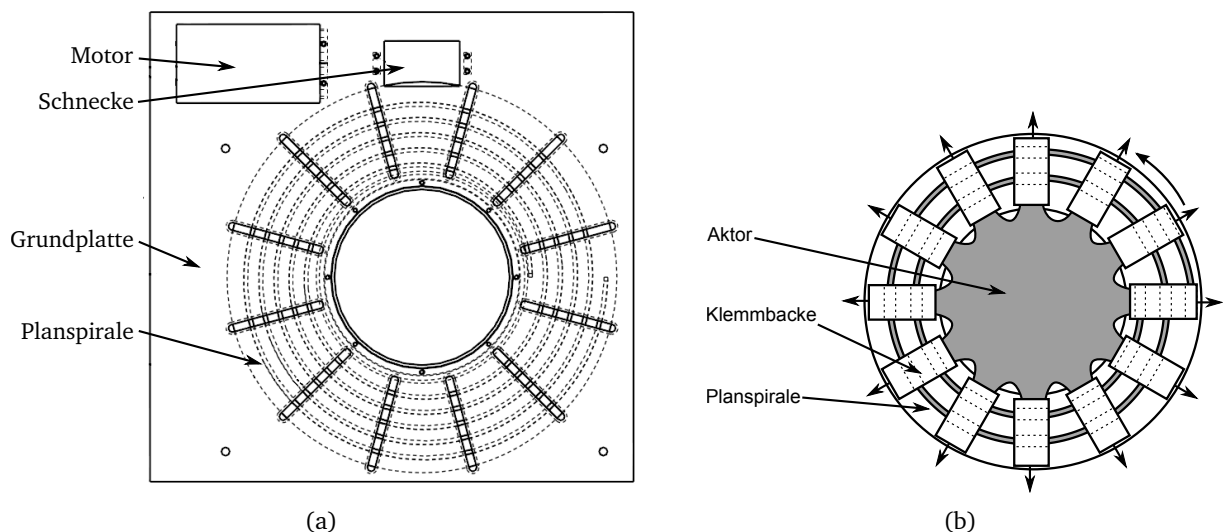


Da die Lasertriangulatoren in einem Arbeitsabstand von etwa 30 mm vom Aktor entfernt sein müssen, kann während der Dickenmessung keine zusätzliche Kraft als Last auf den Aktor aufgebracht werden. Auch hier kann die Volumenkonstanz des Aktormaterials ausgenutzt werden. Bei bekanntem uniaxialen Kompressionsmodul eines Aktors kann aus der Gewichtskraft einer potenziellen Last die resultierende Deformation der Dicke des Aktors bestimmt werden. Mit Hilfe von Gleichung (5.3) kann die benötigte planare Dehnung berechnet werden, die der Dehnung durch eine Last in Feldrichtung entspricht.

Die Aktoren werden in der kombinierten Einspann- und Vordehnungseinrichtung in insgesamt zwölf Klemmbaken befestigt, die für die Dehnung radial auseinander gefahren werden können. Diese gleichmäßige, planare Dehnung des Aktors simuliert den Einfluss einer Last auf das Aktorverhalten, das weiterhin über die Dickenmessung charakterisiert werden kann.

Die Auslegung für die maximale Dehnung erfolgt für einen Substratdurchmesser von 40 mm. Dieses Substrat soll um 500 % dehnbar sein, was etwa den größten Vordehnungen einschichtiger Systeme entspricht [Kof08]. Jede Klemmbake muss dafür um  $\approx 30$  mm nach außen verfahrbar sein. Ein 75 mm großes Substrat kann damit noch um  $\approx 78$  % gedehnt werden. Um die Flächendehnung mit einer Auflösung von 0,5 % einstellen zu können, ist eine Schrittauflösung der Klemmbaken von 50  $\mu\text{m}$  erforderlich.

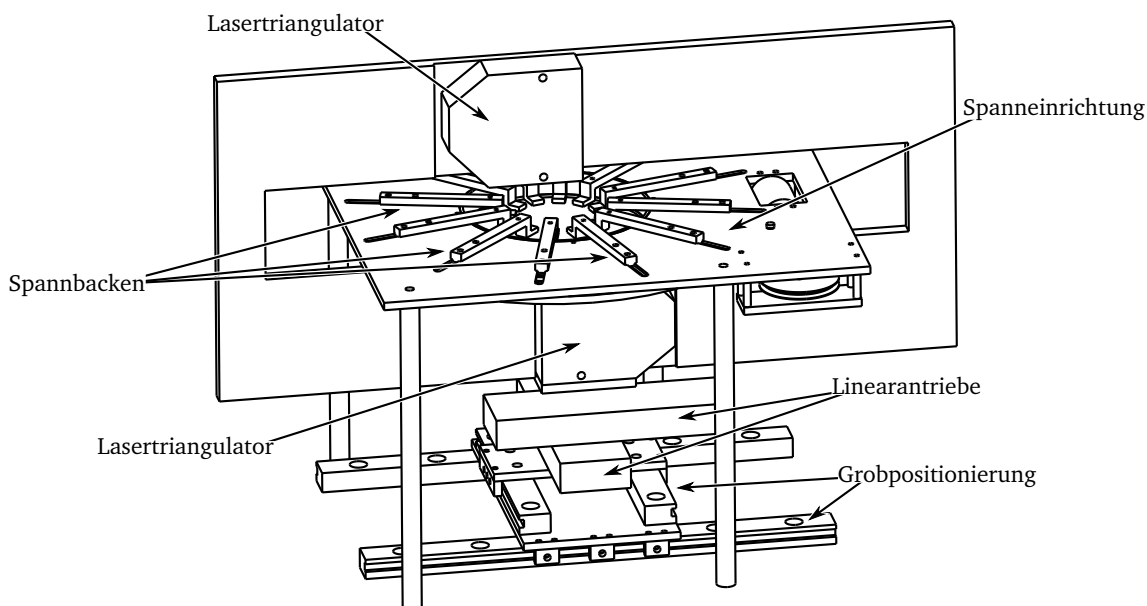
Dieser recht geringe Verfahrweg für die Planardehnung erfordert auch eine entsprechend präzise Mechanik. Der Aufbau besteht im Wesentlichen aus einer Planspirale, in deren Nuten die Klemmbaken angetrieben und in einer Deckplatte radial geführt werden. Der Antrieb der Planspirale erfolgt über eine Schneckenwelle, die in die Zahnradaußenkante der Planspirale greift. Damit wird eine Untersetzung von 170:1 erreicht, was den Einsatz eines gewöhnlichen DC-Motors ermöglicht. Der Aufbau der Mechanik ist in Abbildung 5.3(a) gezeigt, wobei die Klemmbaken mit gedehntem Aktor für eine bessere Übersicht in Abbildung 5.3(b) extrahiert sind. Die Bestimmung der Dehnung erfolgt über den Winkel der Planspirale. Den Anforderungen entsprechend muss ein Winkel von  $1,8^\circ$  aufgelöst werden. Durch einen weiteren Abtrieb vom Zahnrad der Planspirale wird mit einer Untersetzung von 3:1 die Drehbewegung auf ein zehngängiges Potentiometer umgesetzt. Entsprechend der digitalen Auswertung der Spannung am Potentiometer wird eine Auflösung von 6 bit/ $^\circ$  erreicht.



**Abbildung 5.3:** Aufbau der Aktordehneinrichtung. (a) Mechanischer Antrieb der Dehneinrichtung (b) Gleichmäßige planare Dehnung der Aktoren über 12 Klemmbaken.



Für die Messung eines Linienprofils ist eine Relativbewegung zwischen Triangulatoren und Einspannvorrichtung notwendig. Mit einem Positioniersystem von NEWPORT (Typ ESP300) werden zwei Linearantriebe mit einem Verfahrweg von 25 mm und einer Genauigkeit  $< 1 \mu\text{m}$  angesteuert. Da dieser Verfahrweg nicht ausreichend ist, um an jeder Stelle der Aktoren messen zu können, werden die Antriebe auf Linearführungen montiert, über die eine Vorpositionierung erfolgt. Danach werden die Antriebe fixiert und können eine Fläche von  $625 \text{ mm}^2$  abfahren. Abbildung 5.4 zeigt den kompletten Aufbau zur Dickenmessung, die wichtigsten Messgrößen sind in Tabelle 5.1 zusammengefasst.



**Abbildung 5.4:** Aufbau des Messplatzes zur Dickenmessung mit integrierter Dehneinrichtung.

**Tabelle 5.1:** Kenndaten des Messplatzes zur Dickenmessung.

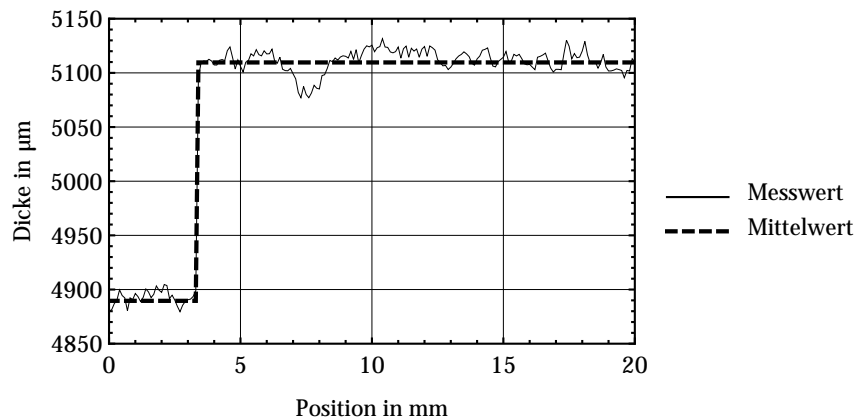
	Eigenschaft	Wert
Dickenmessung	Auflösung	$0,05 \mu\text{m}$
	Wiederholgenauigkeit	$0,2 \mu\text{m}$
	Messbereich	10 mm
	Abtastrate	50 kHz
Dehnungseinrichtung	max. Dehnung <sup>a</sup>	500 %
	Auflösung	$< 0,5^\circ$
A/D-Wandler	Auflösung	16 bit
	Anzahl Kanäle	4
	Summendurchsatzrate	200 kHz

<sup>a</sup> für einen Aktor mit einem Durchmesser von 40 mm

### 5.1.3 Verifikation des Dickenmessplatzes

Vor der Inbetriebnahme des Messplatzes wird dieser charakterisiert. Zur Überprüfung der Dickenmessung wird ein mit einer CNC-Maschine gefertigtes Stufenprofil mit einer Stufenhöhe von  $220 \mu\text{m}$  im Messplatz vermessen. Abbildung 5.5 zeigt den Verlauf der Dicke über der Profillänge.

Die Messwerte an jeder Position ergeben sich aus der Mittelung von vier Messreihen, die Anzahl der dargestellten Messpunkte ist reduziert. Die gemessene Dickenänderung beträgt  $219,8 \mu\text{m}$  und bestätigt damit die geforderte Genauigkeit  $< 1 \mu\text{m}$ .



**Abbildung 5.5:** Referenzdickenmessung an einem Stufenprofil.

Für die Messung der Spannung mit Hilfe des 1000:1-Tastkopfes und einer Auflösung der A/D-Wandlerkarte des Steuerrechners von 16 bit ergibt sich eine Auflösung von  $\approx 150 \text{ mV}$  bei einem Messbereichsendwert von  $10 \text{ kV}$ . Die Strommessung über einen  $1 \text{ k}\Omega$ -Widerstand ermöglicht eine Auflösung  $\approx 150 \text{ nA}$  bei einem Maximalstrom von  $10 \text{ mA}$ .

Die Klemmbacken der Vordehnungseinrichtung werden mit einer kleinsten Schrittweite von  $25 \mu\text{m}$  bewegt, die maximale Abweichung beträgt etwa  $5 \mu\text{m}$ . Die geforderte Auflösung der Flächendehnung von  $0,5 \%$  ist damit erfüllt.

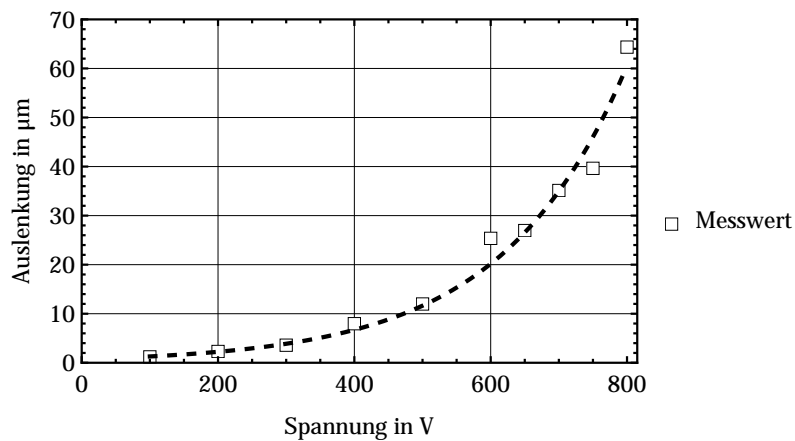
Im Folgenden sind für die vier Messverfahren typische Ergebnisse gezeigt. Eine ausführliche Diskussion der Bedeutung der Messergebnisse erfolgt im Rahmen der Modellbildung (Kapitel 6).

### Aktorkennlinie

Die grundlegende Beurteilung eines Elastomerstapelaktors erfolgt über die Aktorkennlinie. Die aus den gewählten Betriebsspannungen resultierenden Auslenkungen des Aktorstapels werden entweder absolut in  $\mu\text{m}$  oder bezogen auf die Gesamtdicke der dielektrischen Schichten in % angegeben. Die Kennlinie eines Aktors, der aus 40 dielektrischen Schichten mit einer Schichtdicke von jeweils  $20 \mu\text{m}$  aufgebaut ist, ist in Abbildung 5.6 gezeigt. Die nach Gleichung (3.21) anzunehmende quadratische Abhängigkeit der Auslenkung von der Betriebsspannung ist erkennbar. Die gemessene Auslenkung von  $65 \mu\text{m}$  entspricht, bezogen auf die Dicke der dielektrischen Schichten von  $780 \mu\text{m}$ , einer Dehnung von  $8,3 \%$ . Definitionsgemäß entspricht die positiv aufgetragene Auslenkung der Kontraktion des Aktors in Feldrichtung. Grundsätzlich ist bei dieser Messung zu berücksichtigen, dass ein Einschwingverhalten zu erwarten ist. Die Messwerte sind daher erst nach  $30 \text{ s}$  lang anliegender elektrischer Spannung aufgenommen.

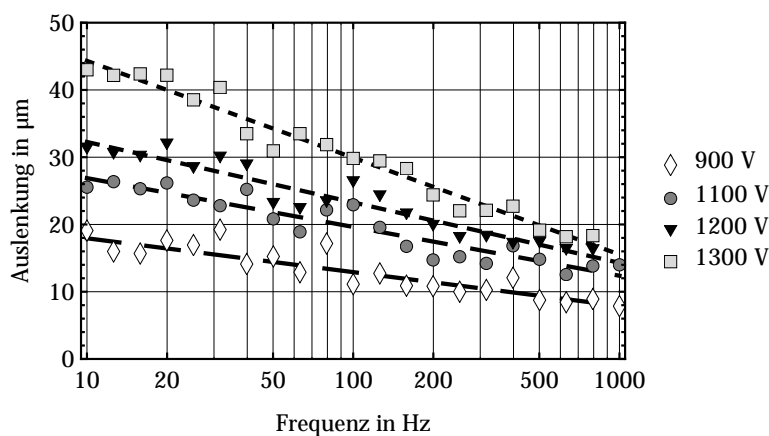
### Auslenkungsfrequenzgang

Bei diesem Messvorgang wird mit der kleinsten angegebenen Spannung ein kompletter Frequenzgang aufgezeichnet. Nach jedem Frequenzwechsel wiederum wird eine einstellbare Einschwingzeit abgewartet, danach muss eine gemessene Amplitude der Dickenänderung während mindestens 12 Perioden eine Abweichung von weniger als  $1 \%$  erreichen, um als Messwert gespeichert zu werden.



**Abbildung 5.6:** Typischer Verlauf einer Aktorkennlinie eines dielektrischen Elastomerstapelaktors.

Zu berücksichtigen ist das frequenzabhängige Übertragungsverhalten des Hochspannungsverstärkers, weshalb vor jedem Frequenzsprung die Eingangsspannung herabgesetzt wird und bei jeder neuen Frequenz die Amplitude neu geregelt wird. Nach Erreichen der Maximalfrequenz wird der Vorgang bei entsprechend angegebener höherer Spannung durchgeführt. Der in Abbildung 5.7 dargestellte Frequenzgang zeigt die bei steigender Frequenz sinkende Amplitude der Aktorauslenkung eines Aktors mit 20 Schichten und einer Schichtdicke von 50 µm bei vier unterschiedlichen Betriebsspannungen.



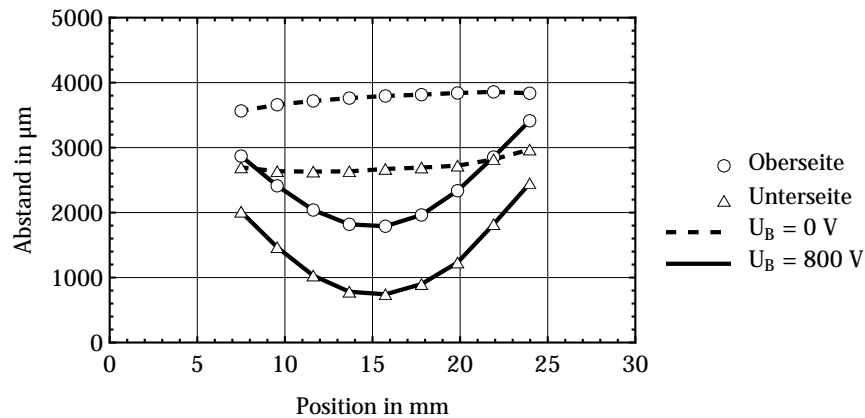
**Abbildung 5.7:** Auslenkungsfrequenzgang eines Aktors bei unterschiedlichen Betriebsspannungen.

### Linienprofil

Mit Hilfe des Linienprofils kann der Aktor auf eine gleichmäßige Dehnung hin überprüft werden. Die Aneinanderreihung mehrerer Linienprofile zu einem Flächenprofil ist möglich. Auch hier wird beginnend mit der niedrigsten Betriebsspannung die Dicke vermessen und entsprechend in einem Koordinatensystem gespeichert. Somit kann nach Durchführung des Messprogramms die Dickenänderung, aber auch die Lage der vermessenen Punkte bei unterschiedlichen Spannungen angezeigt werden.

Abbildung 5.8 zeigt das Ergebnis eines Linienprofils, bei dem die Dickenmessung quer über die Elektrode durchgeführt wurde. Die beiden oberen Kurven zeigen die Ober- und Unterseite des

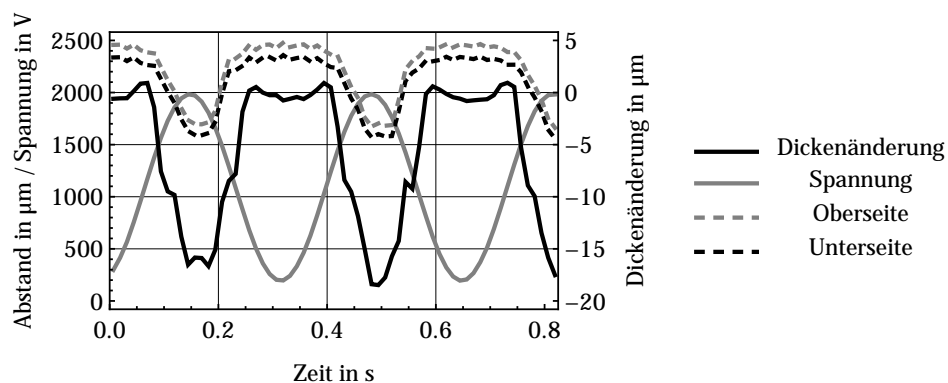
Stapelaktors im Ausgangszustand, die beiden gekrümmten Kurven zeigen den Verlauf des Elektrodenbereiches bei einer Betriebsspannung von 800 V. Der Aktor besteht aus 30 Schichten mit einer Schichtdicke von 20  $\mu\text{m}$ , die Elektroden sind mit einem Durchmesser von 15 mm besonders groß, da an diesem Beispiel der Effekt der Aufwölbung besonders gut zu erkennen ist. Die Amplitude der Aufwölbung ist deutlich größer als die eigentliche Dickenänderung, die ebenfalls als Kennlinie für den Linienscan darstellbar ist.



**Abbildung 5.8:** Verlauf der Ober- und Unterseite eines Aktors im passiven und aktiven Zustand.

### Zeitlicher Verlauf

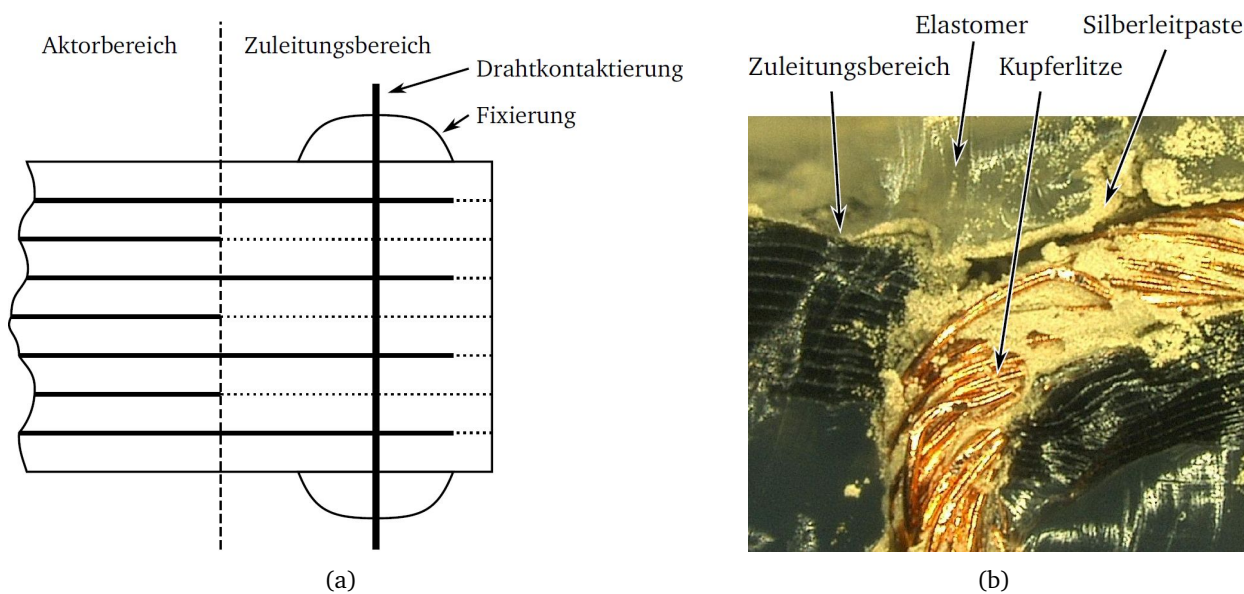
Die Messung des zeitlichen Verlaufes ermöglicht eine manuelle Vermessung der Auslenkung bei unterschiedlichen Betriebsspannungen. So können Aktoren kurzfristig überprüft werden, oder beispielsweise ein Einschwingvorgang beobachtet und aufgezeichnet werden. In Abbildung 5.9 ist zum einen eine unipolare, sinusförmige Betriebsspannung für einen einschichtigen Aktor (Ausgangsdicke 80  $\mu\text{m}$ ) zu erkennen. Ähnlich dem Linienscan ist der Verlauf der Aktorober- und Aktorunterseite, allerdings an einem festen Messpunkt des Aktors, zu erkennen. Auch hier fällt die Aufwölbung auf, bei der die Oberfläche um über 700  $\mu\text{m}$  nach unten fällt. Auf der zweiten Achse ist das Differenzsignal, also die tatsächliche Dickenänderung des Aktors aufgetragen. Die erreichten 18  $\mu\text{m}$  entsprechen, bezogen auf die Ausgangsdicke, einer Dickenänderung von 22,5 %.



**Abbildung 5.9:** Zeitlicher Verlauf der Dickenänderung bei gegebener Betriebsspannung.

## 5.2 Bestimmung der Kontaktierung

Ein kritischer Punkt bei der Inbetriebnahme von Elastomerstapelaktoren ist die Kontaktierung. Dabei müssen die Zu- und Ableitungen der Aktoren, die zwischen den jeweils isolierenden Elastomerschichten verborgen sind, möglichst alle miteinander leitend verbunden werden. Wie in Abbildung 5.10(a) schematisch gezeigt, wird dazu im Zuleitungsbereich eine Öffnung der Elastomerschicht vorgenommen und dabei eine Kupferlitze eingebracht, über die der Aktor später angeschlossen wird. Durch Zugabe von Graphitpulver oder Silberleitpaste in diese Öffnung kann die Kontaktierung erfahrungsgemäß deutlich verbessert werden. Um einen kontaktierten Aktor gegen nachträgliche Verschlechterungen der Kontaktierung zu schützen und mechanisch zu stabilisieren, werden abschließend die Ein- und Austrittsstellen der Kupferlitze mit Elastomertropfen vergossen. In Abbildung 5.10(b) ist der Kontaktierungsbereich eines Elastomerstapelaktors abgebildet.



**Abbildung 5.10:** Kontaktierung der Elastomerstapelaktoren. (a) Schematische Darstellung der Kontaktierung. (b) Mikroskopaufnahme des Zuleitungsbereiches einer Kontaktierung.

Damit die durch die im vorigen Abschnitt erläuterten Messmethoden gewonnenen Messdaten in Bezug auf die Aktordaten (Schichtanzahl und Schichtdicke) richtig interpretiert werden können, ist eine Bestimmung der Anzahl der kontaktierten Schichten unumgänglich. Eine einfache Möglichkeit zur Bestimmung des Kontaktierungsgrades bietet der Vergleich von theoretischer und tatsächlicher Kapazität des Aktors.

Die Kapazität einer Anordnung mit einer einzelnen dielektrischen Schicht berechnet sich nach Gleichung (3.3). Die Kapazität für einen Stapelaktor  $C_A$  ergibt sich nach Gleichung (5.5) aus der Multiplikation mit der Anzahl  $n$  der dielektrischen Schichten.

$$C_A = n \cdot \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A_0}{z_0} \quad (5.5)$$

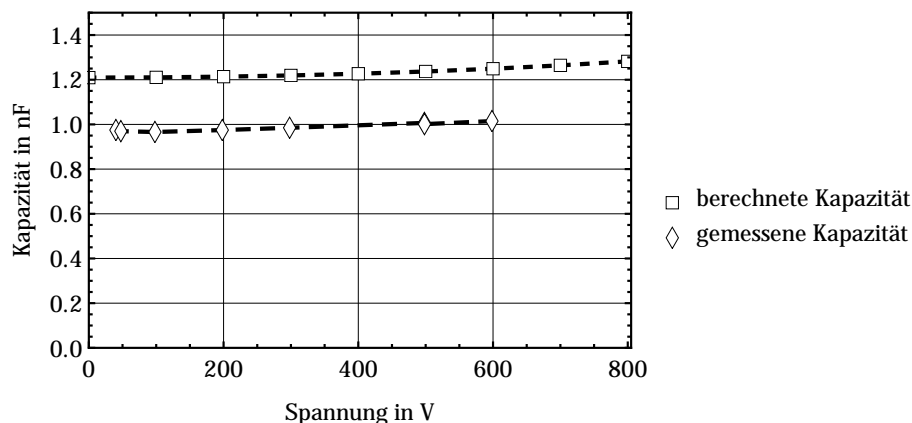
Das Vermessen der Kapazität erfolgt über eine Impedanzmessung bei verschiedenen Frequenzen. Für diesen Frequenzgang der Aktorimpedanz können verschiedene hinterlegte elektrische Impedanzmodelle angenommen werden und über eine Regressionsanalyse die Modellparameter

ermittelt werden. Wie in Kapitel 6 gezeigt wird, entspricht eine Serienschaltung aus Zuleitungswiderstand  $R_A$  und Aktorkapazität  $C_A$  der elektrischen Impedanz des Aktors. Die Werte für die beiden Parameter der Impedanz nach Gleichung (5.6) spiegeln die Kapazität des Aktors unter betriebsähnlichen Bedingungen, also bei Spannungen bis zu einigen 100 V wieder.

$$\underline{Z}_{\text{Aktor}} = \frac{U}{I} = \sqrt{R_A^2 + \left(\frac{1}{\omega C_A}\right)^2} \cdot e^{j\omega \tan\left(\frac{1}{\omega C_A R_A}\right)} \quad (5.6)$$

Es kommt dadurch abhängig von der gewählten Spannungsamplitude bei der Messung zu einer Vergrößerung der Kapazität nach Gleichung (3.17). Der Vergleich zwischen gemessener und theoretischer Kapazität liefert eine gute Näherung über die Anzahl der kontaktierten Schichten. Tatsächlich ist die gemessene Kapazität in den seltensten Fällen ein Vielfaches der Kapazität einer einzelnen Schicht. Dies liegt an den minimalen Unterschieden der Filmdicken und den Abweichungen der Elektrodenstrukturen.

Ein beispielhaftes Ergebnis der Bestimmung der Kontaktierung ist in Abbildung 5.11 gezeigt. Dem Diagramm sind die bei unterschiedlichen Spannungsamplituden gemessenen Kapazitäten, sowie die zugehörigen berechneten Werte aufgetragen. Der Einfluss der steigenden Spannung spiegelt sich in dem Anstieg der beiden Geraden wieder. Für die Messung der Kapazität ist eine Mindestspannung einzuhalten, da bei zu geringen Spannungen keine sinnvollen Impedanzverläufe mehr ermittelt werden. Eine Ursache dafür stellen die sehr geringen Ströme im Bereich der Auflösung der Strommessung dar.



**Abbildung 5.11:** Vergleich von berechneter und gemessener Aktorkapazität.

Die Parallelität der beiden Kennlinien ist ein Maß für die Güte des zu Grunde liegenden Modells. Ein Vergleich der beiden Offsetwerte liefert die Anzahl der kontaktierten Schichten. In diesem Beispiel beträgt die gemessene Kapazität etwa 80 % der Nominalkapazität, es sind also 24 der 30 Schichten kontaktiert. Dieser Wert muss bei der Bestimmung der Aktorauslenkung berücksichtigt werden, da andernfalls eine zu kleine Dehnung der einzelnen Schichten angenommen wird.

### 5.3 Messung der Leitfähigkeit von Elektroden

Für die Beurteilung einer Elektrode ist die Bestimmung ihres Widerstands oder ihrer Leitfähigkeit ein geeignetes Kriterium. Da bei dielektrischen Elastomeraktoren aber gerade auch der Dehnbarkeit der Elektroden eine hohe Bedeutung zukommt, ist für diese Elektroden auch die Abhängigkeit des Widerstandes (oder der Leitfähigkeit) von der Dehnung zu berücksichtigen.

Der Widerstand eines homogenen Ohmschen Materials  $R$  ergibt sich aus dem spezifischen Widerstand des Materials  $\rho$  sowie den geometrischen Abmessungen der Elektrode mit der Länge  $l$  und der Querschnittsfläche  $A$  gemäß Gleichung (5.7).

$$R = \frac{\rho \cdot l}{A} \quad (5.7)$$

Der Widerstand einer Elektrode, die aus Graphitpartikeln besteht, lässt sich nach Gleichung (5.7) nur schwer berechnen. Vor allem kann kein konstanter spezifischer Widerstand für die Schicht angenommen werden. Aufgrund der einzelnen Partikel kann der Widerstand stark von der Art, Größe, Beschaffenheit und Ausrichtung der Partikel abhängen [Kul+99]. Der spezifische Widerstand des Festkörpermateriale ist in den meisten Fällen bedeutend niedriger und darf daher nicht herangezogen werden.

Eine zweckdienliche Alternative stellt die Vermessung des Flächenwiderstandes  $R_{\square}$  dar. Dieser beschreibt allgemein den spezifischen Widerstand  $\rho$  für ein quadratisches Flächenelement bezogen auf die definierte Dicke  $d$  und hat damit die Einheit  $[R_{\square}] = \Omega$ . Mit dieser Messgröße kann der Widerstand einer rechteckigen Elektrode (Länge  $l$  und Breite  $b$ ) gemäß Gleichung (5.8) bestimmt werden.

$$R = R_{\square} \cdot \frac{l}{b} \quad (5.8)$$

Definitionsgemäß kann eine Veränderung der Schichtdicke, beispielsweise durch veränderte Herstellungsparameter, anhand einer Veränderung des Flächenwiderstandes bestimmt und damit letztlich über die Schichtdicke der Widerstand einer Elektrode eingestellt werden.

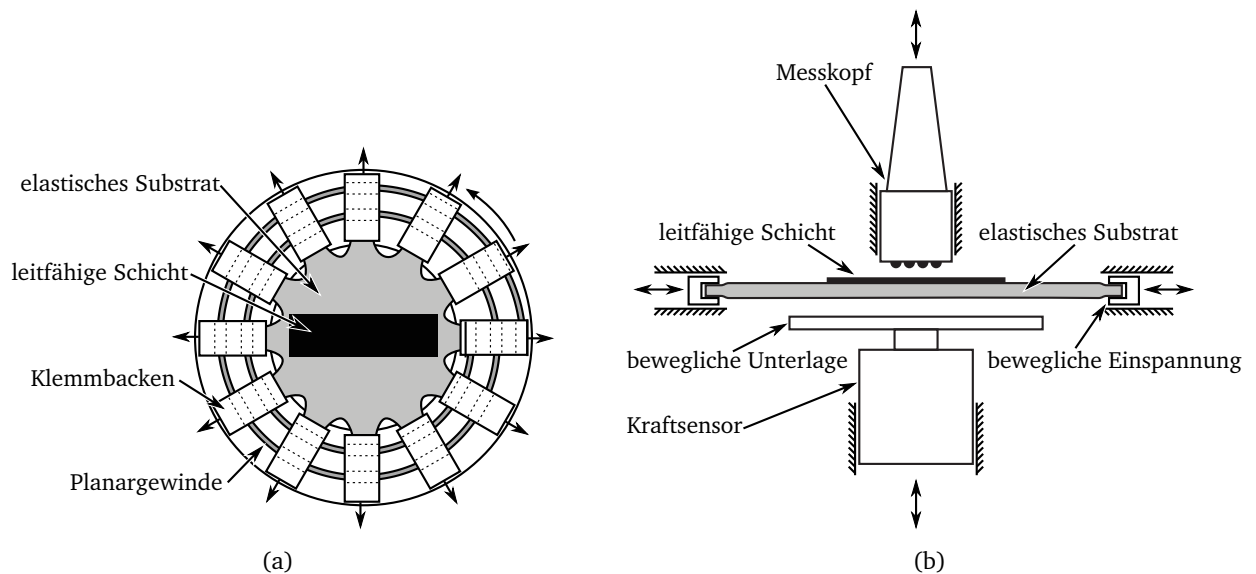
Die Messung des Flächenwiderstandes erfolgt mit einem Flächenwiderstandsmessgerät der Firma NAGY (Typ SD 510), das nach der Vierpunktmethode misst. Dabei werden vier linear angeordnete Elektroden eines Messkopfes auf die Probe gesetzt. Während über die äußeren beiden Elektroden ein definierter Stromfluss durch die zu vermessende Probe geleitet wird, kann die Potentialdifferenz an den mittleren beiden Elektroden gemessen werden. Der Vorteil dieses Verfahrens besteht in der Kompensation der Kontaktwiderstände und der damit erhöhten Messgenauigkeit.

Um den Flächenwiderstand auch im aktuierten, also im lateral gedehnten, Zustand der Elektrode beurteilen zu können, werden die entsprechenden Proben jeweils auf geschleuderten oder gegossenen Elastomersubstraten aus Elastosil® P7670 aufgebracht. Diese können in den zuvor beschriebenen Messplatz zur Dickenmessung eingespannt und anschließend gezielt gedehnt werden. Abbildung 5.12(a) zeigt einen in den Klemmbanken eingespannten Film, auf dessen Oberseite eine rechteckige leitfähige Probe aufgebracht ist. Die Geometrie der Probe muss gewissen Randbedingungen entsprechen, da die Geometrieparameter in das Messergebnis des Schichtwiderstandes eingerechnet werden. Die örtliche Beschränkung der Feldlinien aufgrund des eingeengten Ausbreitungsraumes führt zu einer systematischen Verfälschung der Messwerte.

Ein kritischer Punkt bei der Durchführung der Messung ist das Aufsetzen der Messelektroden auf die Probe. Es besteht die Gefahr, dass der Film dabei weiter gedehnt oder die Elektrode beschädigt wird. Aus diesem Grund wird vor dem Aufsetzen von der Gegenseite eine Auflagefläche über einen Kraftsensor an die Probe bis zu einer Kontaktkraft von  $\approx 5$  mN herangefahren. Durch Überwachen der Anpresskraft des Messkopfes kann eine Beschädigung der Elektroden ausgeschlossen werden, es können sogar alle Proben unter identischen Bedingungen vermessen werden. Die Anordnung der Komponenten des Messplatzes ist in Abbildung 5.12(b) zu sehen.

Der automatisierte Ablauf der Messung beginnt an der eingespannten, im ungedehnten Zustand befindlichen Probe und besteht aus den folgenden Schritten:





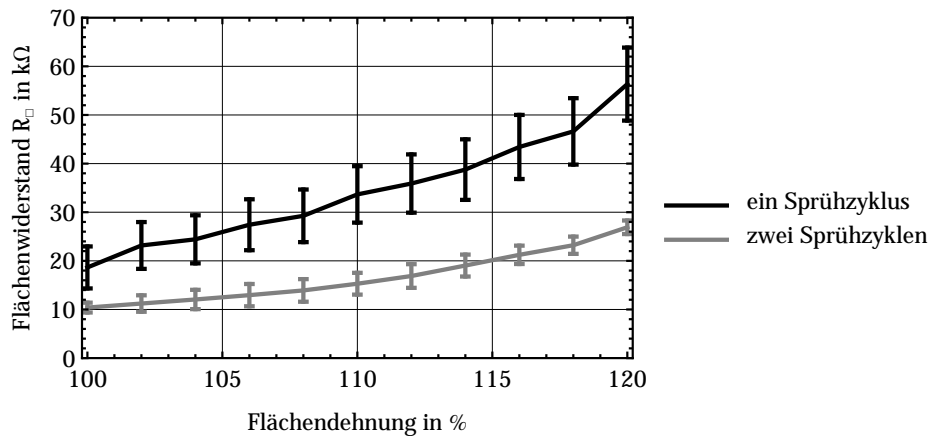
**Abbildung 5.12:** Vermessung des Flächenwiderstandes von Elektroden. (a) Eingespanntes und gedehntes Elastomersubstrat mit zu vermessender Elektrode. (b) Anordnung der Komponenten des Messplatzes.

- Anfahren der Unterlage an die Probe bis Erreichen der Kontaktkraft
- Absetzen des Messkopfes bis Erreichen der Messkraft (Abbruch, falls keine Leitfähigkeit messbar ist)
- Messwertaufnahme (frei wählbare Anzahl von Messwerten in beliebigem zeitlichen Abstand)
- Entfernen des Messkopfes
- Entfernen der Unterlage
- Einstellen der nächsten Dehnungsstufe
- Wiederholung der vorigen Schritte bis zum Erreichen der Maximaldehnung
- Wiederholung der vorigen Schritte mit Verringerung der Dehnung und bis zum Erreichen des Ausgangszustandes

In Abbildung 5.13 sind die Ergebnisse zweier solcher Messungen dargestellt. Die beiden verwendeten Proben unterscheiden sich durch die Anzahl der Graphitbesprühungszyklen bei der Herstellung nach Abschnitt 4.4.2. Wie zu erwarten ist der Widerstand bei der Probe mit mehr Graphit geringer, da sie auch die größere Dicke aufweist. Beiden Kurven liegen je fünf Messzyklen zu Grunde, die dargestellten Werte entsprechen den Mittelwerten. Bemerkenswert ist, dass nicht nur der Grundwiderstand sondern auch die Steigung und die Hysterese, die durch die kleineren Fehlerbalken erkennbar ist, für dickere Elektroden kleiner werden, also eine geringere Dehnungsabhängigkeit aufweisen.

## 5.4 Messung des uniaxialen Kompressionsmoduls

Für die resultierende Auslenkung der Aktoren bei einem bestimmten erzeugten elektrostatischen Druck ist der uniaxiale Kompressionsmodul  $Y_C$  von entscheidender Bedeutung. Dieser beträgt für



**Abbildung 5.13:** Verlauf des dehnungsabhängigen Flächenwiderstandes für unterschiedlich dicke Elektroden.

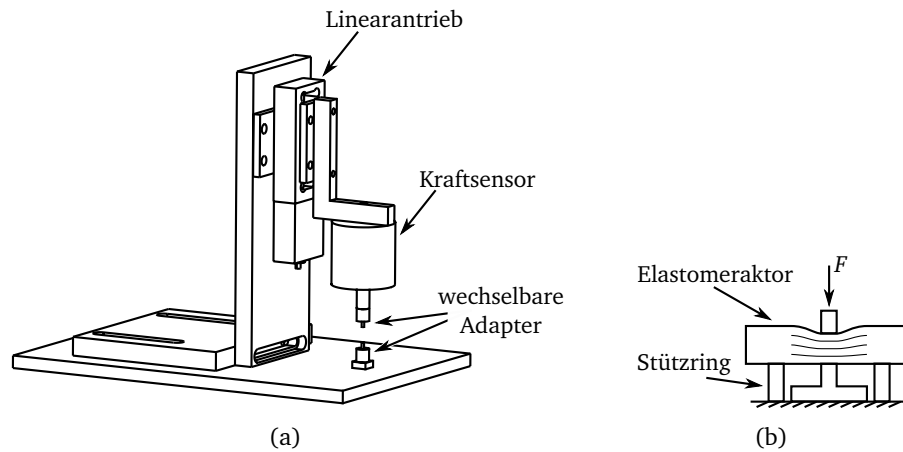
reines Elastosil<sup>®</sup> P7670 etwa 200 kPa [Lot09], jedoch führen die eingebauten Graphitschichten zu einer Veränderung des Moduls eines Aktors. Damit dieser für jeden Aktor bestimmt werden kann, ist ein Messplatz zur Bestimmung der Kraft-Weg-Kennlinien aufgebaut. Dieser ist in Abbildung 5.14(a) schematisch dargestellt. Die Stempel, also die Auflagefläche und die Fläche mit der die Kraft eingeleitet wird, sind in verschiedenen Größen verfügbar und können somit an den Prüfling angepasst werden. Abbildung 5.14(b) zeigt den dazwischen befindlichen Elastomeraktor, der zusätzlich von einem Auflagering gegen seitliches Abrutschen gesichert ist. Nach Einlegen des Prüflings wird der Kraftsensor auf Kontakt gefahren, d.h. er wird bis zu einer vorgegebenen Kontaktkraft herunter gefahren (üblicherweise 5 – 10 mN). Die Messung erfolgt automatisch, nachdem folgende Parameter angegeben sind:

- Probenhöhe
- maximale Dehnung
- Schrittweite der Dehnung (ergibt die Anzahl der Messpunkte)
- Anzahl der Messwerte je Messpunkt
- zeitlicher Abstand zwischen den Messwerten
- Verfahrensgeschwindigkeit des Kraftsensors
- Anzahl der Messzyklen

Unter Berücksichtigung der Fläche des Stempels, bzw. der Probenhöhe kann die Kraft-Weg-Kennlinie in eine Spannungs-Dehnungs-Kennlinie überführt werden. Die Steigung dieser Kennlinie entspricht dem uniaxialen Kompressionsmodul.

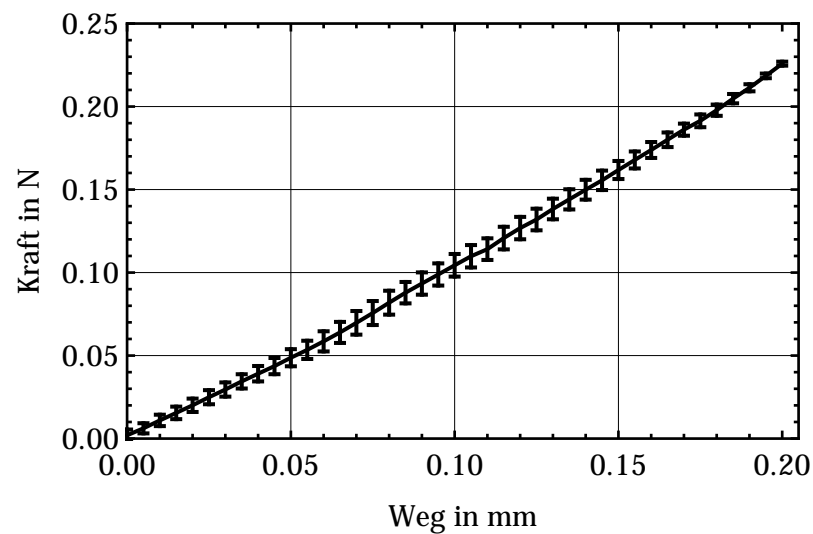
Da Elastomere im Allgemeinen ein viskoelastisches Verhalten haben, also ihre Eigenschaften zwischen denen eines idealen elastischen Festkörpers und denen einer idealen Flüssigkeit liegen, kommt es zu einem geschwindigkeits-, maximaldehnungs- und messdauerabhängigen Ergebnis des Moduls [Gen01]. Die Ermittlung der geeigneten Parameter zur Messung des uniaxialen Kompressionsmoduls sind von Lotz bestimmt [Lot09].

Abbildung 5.15 zeigt die Spannungs-Dehnungs-Kennlinie eines Aktors, der aus 30 Schichten mit einer Filmdicke von jeweils 30  $\mu\text{m}$  aufgebaut ist. Der Durchmesser der Elektroden beträgt 15 mm. Aus der Messung ergibt sich ein uniaxialer Kompressionsmodul von 210 kPa.



**Abbildung 5.14:** Schematischer Aufbau des Messplatzes zur Bestimmung von Kraft-Weg-Kennlinien.

Bei Aktoren mit dünneren dielektrischen Schichten ergibt sich ein höherer Modul. Die Ursache dafür liegt in der extrem dünnen Schichten. So führen die Grenzflächeneffekte bei einem steigenden Verhältnis von Radius zu Höhe des Elastomerfilms zu einer Erhöhung des effektiven Moduls [Gen01].



**Abbildung 5.15:** Kraft-Weg-Kennlinie eines Aktors mit 30 Schichten und einer Filmdicke von 30  $\mu\text{m}$ .



---

## 6 Modellbildung

---

Für die Beschreibung des elektromechanischen Wandlungsverhalten der Aktoren wird zunächst ein elektrisches Ersatzschaltbild entwickelt. Anhand dessen kann der von den Betriebsbedingungen abhängige elektrostatische Druck berechnet werden, der für die Deformation des Aktors verantwortlich ist. Während die Aktoren im statischen Betrieb mechanisch betrachtet näherungsweise einer einfachen Feder entsprechen, wird das mechanische Übertragungsverhalten komplizierter, wenn es dynamisch betrachtet wird. Für den geplanten Einsatz der Aktoren ist diese Betrachtungsweise erforderlich, weshalb ein Modell entwickelt wird, das die mechanische Impedanz der Aktoren beschreibt.

Mit diesen beiden Modellen kann das Verhalten der Aktoren für statische und dynamische Anregungsformen bestimmt werden. Die Modelle werden anhand von Messergebnissen unterschiedlicher Aktoren verifiziert.

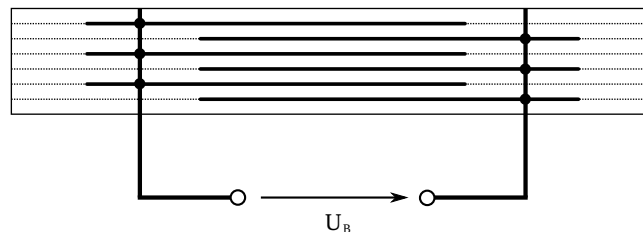
Abschließend erfolgt eine Betrachtung der Energiedichte der dielektrischen Elastomerstapelaktoren, die einen Vergleich mit anderen EAP-Technologien ermöglicht.

---

### 6.1 Elektrisches Modell

---

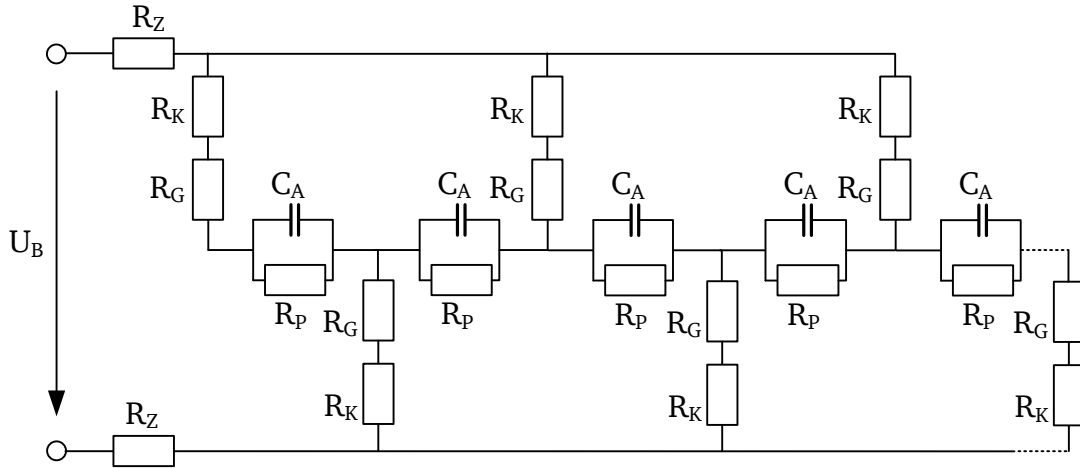
Für die Beschreibung des elektrischen Verhaltens der Aktoren ist zunächst der schematische Aufbau eines Stapelaktors in Abbildung 6.1 gezeigt. Anhand dessen können die einzelnen Elemente identifiziert werden.



**Abbildung 6.1:** Schematischer Schnitt eines Stapelaktors.

Der Aktor wird über die Zuleitungswiderstände  $R_Z$  der verwendeten Kupferlitzen an die Spannungsquelle angeschlossen. An jeder kontaktierten Graphitschicht wird ein Kontaktwiderstand  $R_K$  angenommen, sowie ein weiterer Serienwiderstand für die Graphitschicht  $R_G$ . Der aktuiertbare dielektrische Film wird durch die Aktorkapazität  $C_A$  und einen Parallelwiderstand  $R_P$ , der die geringen Verlustströme des nicht idealen Dielektrikums berücksichtigt, abgebildet. Das daraus resultierende elektrische Ersatzschaltbild ist in Abbildung 6.2 gezeigt.

Für das im Rahmen dieser Arbeit verwendete Elastosil<sup>®</sup> P7670 ist der Parallelwiderstand der Aktoren mit über 100 G $\Omega$  bestimmt [Fli07], er kann daher für die meisten Betrachtungen vernachlässigt werden. Ähnliches gilt für die Zuleitungswiderstände der Kupferleitungen, die mit einigen m $\Omega$  im Vergleich zu den Kontakt- und Graphitschichtwiderständen im k $\Omega$ -Bereich verschwindend gering sind. Nach Zusammenfassen der beiden Serienwiderstände  $R_K$  und  $R_G$  zu  $R_S$  vereinfacht sich das Ersatzschaltbild deutlich. Bei allen innenliegenden Elektroden fällt auf, dass jeweils zwei Kondensatoren über eine Zuleitung ( $R_S$ ) versorgt werden, d.h. nur die Hälfte des durch den Widerstand



**Abbildung 6.2:** Vollständiges elektrisches Ersatzschaltbild eines Elastomerstapelaktors.

fließenden Stromes auf eine Elektrode fließt. Wird dieser Widerstand nun durch eine Parallelschaltung von zwei Widerständen mit doppeltem Betrag ersetzt (Abbildung 6.3(a)), verändert das die Schaltung nicht, sie kann jedoch weiter vereinfacht werden, wie in Abbildung 6.3(b) gezeigt.

Vernachlässigt man den Fehler, der in der ersten und letzten Schicht des Aktors in Höhe von jeweils  $R_S$  entsteht, dessen Einfluss auf das Gesamtergebnis sich aber mit steigender Schichtzahl  $n$  verringert, so kann der Aktor elektrisch als einfaches RC-Glied beschrieben werden (Abbildung 6.4). Es gelten Gleichung (6.1) und Gleichung (6.2).

$$R_{\text{Aktor}} = \frac{1}{n} \cdot 4R_S \quad (6.1)$$

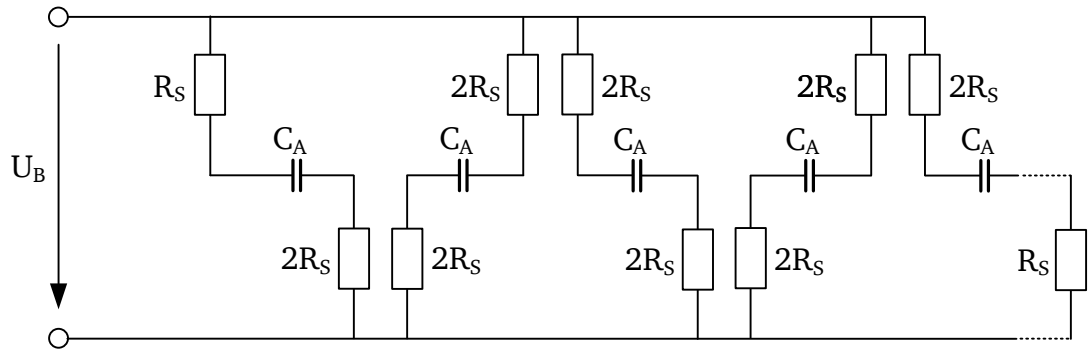
$$C_{\text{Aktor}} = n \cdot C_A \quad (6.2)$$

Für das dynamische elektrische Verhalten des Stapelaktors ergibt sich die Zeitkonstante  $\tau$  und Grenzfrequenz  $f_{g,el}$  gemäß Gleichung (6.3), bzw. Gleichung (6.5). Diese werden lediglich von den herstellungs- und kontaktierungsbedingten Serienwiderständen  $R_G$  und  $R_K$  sowie der Kapazität eines einzelnen dielektrischen Films  $C_A$  bestimmt, sind also unabhängig von der Anzahl der Schichten eines Stapelaktors.

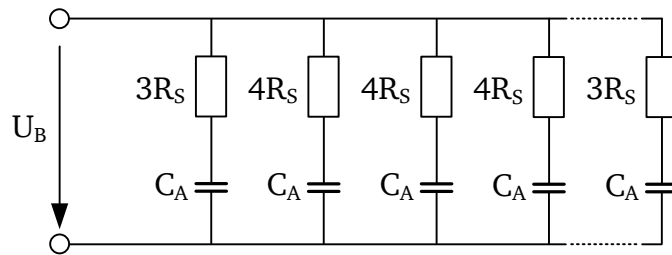
$$\tau_{\text{Aktor}} = R_{\text{Aktor}} \cdot C_{\text{Aktor}} = 4R_S \cdot C_A = 4(R_K + R_G) \cdot C_A \quad (6.3)$$

$$f_{g,el} = \frac{1}{2\pi\tau_{\text{Aktor}}} \quad (6.4)$$

$$f_{g,el} = \frac{1}{2\pi 4R_S \cdot C_A} = \frac{1}{8\pi(R_K + R_G) \cdot C_A} \quad (6.5)$$

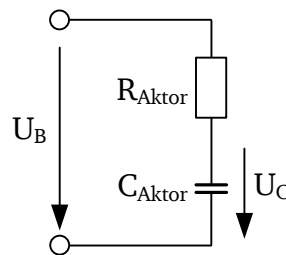


(a)



(b)

**Abbildung 6.3:** Entwicklung des Ersatzschaltbildes. (a) Auftrennen der Zuleitungswiderstände. (b) Resultierende Parallelschaltung der Schichten des Stapelaktors.



**Abbildung 6.4:** Ersatzschaltbild eines Stapelaktors.

Für das Übertragungsverhalten  $H_{el}$  dieses Tiefpasses gilt:

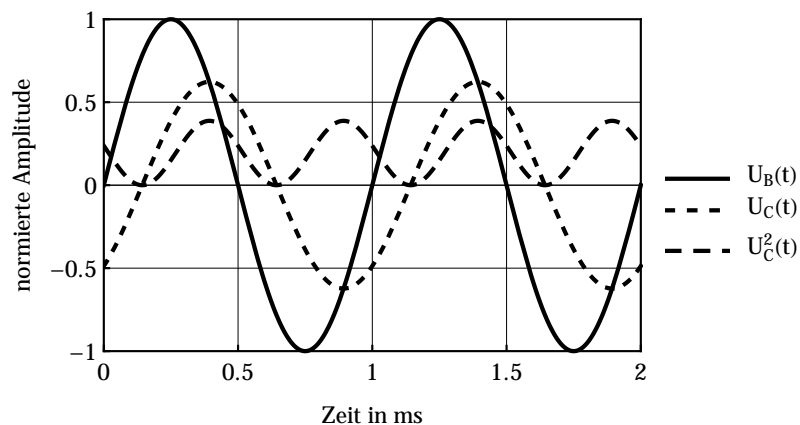
$$\underline{H}_{el} = \frac{\underline{U}_C}{\underline{U}_B} = \frac{1}{1 + j\omega R_{Aktor} C_{Aktor}} \quad (6.6)$$

Die Amplitude  $\hat{u}_C$  der Spannung am Aktor  $u_C(t)$  ist bei der Grenzfrequenz gerade auf  $\hat{u}_B/\sqrt{2}$  gesunken, für den elektrostatischen Druck (Gleichung (3.21)), der vom Quadrat der Spannung abhängt, bedeutet dies jedoch bereits eine Halbierung.

Für eine sinusförmige Eingangsspannung  $u_B(t)$  mit einer Frequenz von 1 kHz und einer Amplitude von 700 V ist in Abbildung 6.5 die Aktorspannung  $u_C(t)$  für einen Aktor mit einer Kapazität von  $C_{Aktor} = 10 \text{ nF}$  und einem Serienwiderstand von  $R_{Aktor} = 20 \text{ k}\Omega$  sowie die quadrierte Aktorspannung  $u_C^2(t)$ , die proportional dem elektrostatischen Druck ist, gezeigt. Neben der Gleichrichtung, die einen stets positiven Druck generiert, ist die Verdopplung der Frequenz zu beachten. Für eine zu erzeugende mechanische Vibration mit einer Frequenz  $f_{mech}$  gilt also stets Gleichung (6.7).

$$f_{mech} = 2 \cdot f_{el} \quad (6.7)$$





**Abbildung 6.5:** Spannungsverläufe des Stapelaktors.

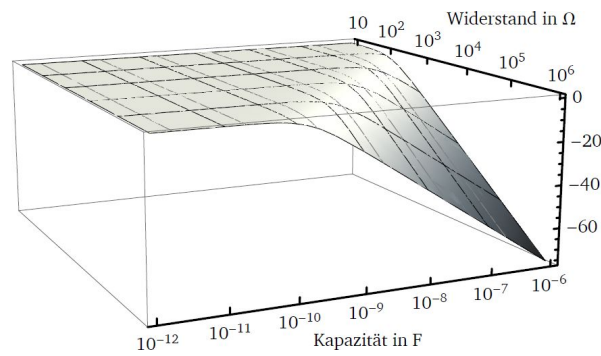
Die Gestaltung von Stapelaktoren erfordert demnach die Berücksichtigung einiger Zusammenhänge, die je nach Anwendung unterschiedlich zu gewichten sind. Ist z.B. die maximale elektrische Betriebsfrequenz auf 1 kHz beschränkt, so lässt sich in Abhängigkeit der Aktorkapazität die Anforderung an den Serienwiderstand ermitteln, oder umgekehrt aus dem kleinsten realisierbaren Widerstand die maximale Aktorkapazität errechnen. Abbildung 6.6 zeigt das Übertragungsverhalten  $H_{el}$  in Abhängigkeit des Aktorwiderstandes  $R_{Aktor}$  und der Aktorkapazität  $C_{Aktor}$  bei einer Frequenz der Betriebsspannung von 1 kHz.

Am Beispiel eines einfachen dielektrischen Elastomerstapelaktors, der als vibrotaktiler Stimulator eingesetzt werden soll, wird der Einfluss der gewählten Filmdicke der dielektrischen Schicht auf das dynamische Verhalten erläutert. In Tabelle 6.1 sind für ausgewählte realisierbare Filmdicken die resultierenden Kapazitäten eines einzelnen Films sowie deren absolute Auslenkung bei einer angenommenen Dickenänderung von 15 % angegeben. Die Fläche des Aktors beträgt  $25 \text{ mm}^2$  und ist damit für diese Anwendung recht groß angenommen, da die resultierende größere Kapazität kritischer ist als eine kleinere. Um mit dem Aktor eine Auslenkung von  $100 \text{ }\mu\text{m}$  zu erreichen, sind für kleinere Schichtdicken insgesamt mehr Schichten für den Stapelaktor erforderlich.

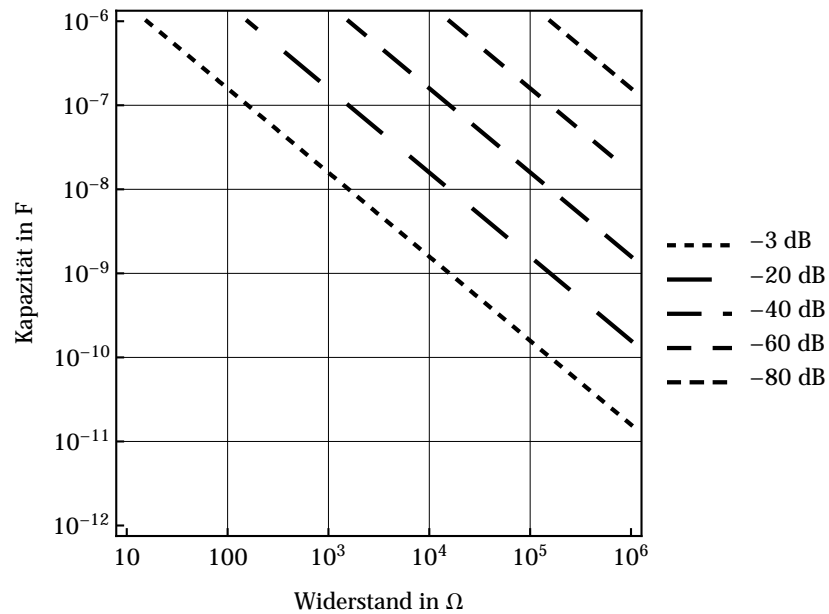
**Tabelle 6.1:** Anzahl erforderlicher Schichten eines Stapelaktors bei unterschiedlichen Filmdicken für eine Aktorauslenkung von  $100 \text{ }\mu\text{m}$ .

Filmdicke Dielektrikum $d_0$ in $\mu\text{m}$	Kapazität einer Schicht $C_{\text{Film}}$ in pF	Dickenänderung eines Films bei 15% Dehnung $\Delta z$ in $\mu\text{m}$	Anzahl erforderlicher Schichten n
50	13,3	7,5	14
30	22,1	4,5	23
20	33,2	3	34
10	66,4	1,5	67
5	132,8	0,75	134

Die erforderliche Betriebsspannung der Aktoren ist über die maximale Betriebsfeldstärke von  $30 \text{ V}/\mu\text{m}$  mit der Schichtdicke verknüpft. Aus den zuvor angenommenen Aktordimensionen ergibt sich die Gesamtkapazität des jeweiligen Aktors. Um mit dem Aktor eine elektrische Grenzfrequenz von 1 kHz erreichen zu können, wird mit Hilfe von Gleichung (6.5) der maximale Serienwiderstand



(a)



(b)

**Abbildung 6.6:** Übertragungsverhalten für unterschiedliche Aktorkapazitäten und Aktorwiderstände bei einer Frequenz von 1 kHz. (a) Übertragungsverhalten in logarithmischer Darstellung. (b) Verlauf der resultierenden Dämpfung.

$R_S$  ermittelt. Für die unterschiedlichen Dicken der dielektrischen Filme sind die entsprechenden Werte in Tabelle 6.2 zusammen gefasst.

Da der Serienwiderstand  $R_S$  aus Kontakt- und Graphitwiderstand besteht, ist eine Bestimmung des Kontaktwiderstandes erforderlich. Danach kann der maximale Widerstand einer Elektroden-schicht ermittelt werden, bei dem die geforderte Grenzfrequenz noch erreicht wird.

FLITTNER entwickelt ein alternatives Kontaktierungsverfahren in Form einer galvanischen Abscheidung von Nickel in Löchern des Zuleitungsbereiches. Im Rahmen dieser Arbeit erfolgt auch ein Vergleich mit der bisher üblichen Drahtkontaktierung [Fli+ 10]. Erste Ergebnisse deuten auf stark schwankende Kontaktwiderstände im Bereich von 500  $\Omega$  bis 15 k $\Omega$  für die galvanische Kontaktierung hin. Diese sind damit noch deutlich niedriger als die der Drahtkontaktierung, bei der Werte von 10 k $\Omega$  bis 80 k $\Omega$  erreicht werden.

**Tabelle 6.2:** Maximale Serienwiderstände für eine Grenzfrequenz von 1 kHz bei den unterschiedlichen Filmdicken.

Filmdicke Dielektrikum $d_0$ in $\mu\text{m}$	Betriebs- spannung $U_0$ in V	Gesamt- kapazität $C_{\text{Aktor}}$ in nF	maximaler Serienwiderstand $R_S$ in $\text{k}\Omega$
50	1500	0,186	3000
30	900	0,508	1800
20	600	1,128	1200
10	300	4,448	600
5	150	17,795	300

Die elektrische Grenzfrequenz der Aktoren kann gemäß Gleichung (6.8) in Abhängigkeit der Zuleitungs- und Elektrodengröße unter Berücksichtigung des herstellungsbedingten Flächenwiderstandes  $R_{\square}$  angegeben werden.

$$f_{g,el} = \frac{1}{8\pi(R_K + \frac{l}{b}R_{\square}) \cdot C_A} \quad (6.8)$$

Die Aktorkapazität wird durch das Design der Aktoren in Form der Elektrodengröße  $A$ , der Filmdicke des Dielektrikums  $d$  und der Schichtanzahl  $n$  beeinflusst. Unter Berücksichtigung der maximalen Betriebsfeldstärke  $E_{\text{max}} = 30 \text{ V}/\mu\text{m}$  kann die Dicke über die geplante Betriebsspannung berechnet werden. Damit kann die elektrische Grenzfrequenz nach Gleichung (6.9) in Abhängigkeit von Fertigungs- und Betriebsparametern bestimmt werden.

$$f_{g,el} = \frac{1}{8\pi(R_K + \frac{l}{b}R_{\square}) \cdot \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A \cdot E_{\text{max}}}{U_B}} \quad (6.9)$$

Mit Gleichung (6.9) können im Umkehrschluss auch Fertigungsparameter bestimmt werden, wie beispielsweise das maximale Längen-Breitenverhältnis  $\frac{l}{b}$  der Zuleitung, mit denen die gewünschten Betriebsparameter erreicht werden. Weiterhin ist ersichtlich, dass für eine konstante Auslenkung betrachtet, die aus der Reduzierung der Betriebsspannung resultierende Vergrößerung der Aktorkapazität eine Verringerung der elektrischen Grenzfrequenz zur Folge hat. Diesem kann durch eine Reduzierung des Flächenwiderstandes begegnet werden, allerdings führen dickere Elektroden (bei der auf Graphit basierenden Technologie) zu einer Verschlechterung der relativen Dickenänderung des Stapelaktors.

Da das elektromechanische Verhalten der Aktoren jedoch im Allgemeinen vom mechanischen Verhalten dominiert wird [Jun04], wird im folgenden Abschnitt zunächst das mechanische Verhalten analysiert. Für eine konkrete Auslegung der Aktoren müssen später die elektrischen und dynamischen Randbedingungen beachtet werden.

## 6.2 Mechanisches Modell

Für die Bestimmung des mechanischen Verhaltens der Elastomerstapelaktoren sind wie für das elektrische Verhalten die statischen und dynamischen Eigenschaften zu unterscheiden.

Im Falle der statischen Anregung der Aktoren wird nach Abschluss des Einschwingvorgangs eine bestimmte absolute Auslenkung erreicht. Das mechanische Verhalten kann dabei einfach durch die Nachgiebigkeit des Elastomers bestimmt werden. Als geeignete Größe hierfür dient der uniaxiale Kompressionsmodul  $Y_C$ .

Die Beschreibung des Einschwingvorganges selbst sowie des dynamischen Verhaltens erfordert hingegen eine aufwändigere modellhafte Beschreibung. Der Rückgang der Auslenkungsamplitude bei steigender Frequenz der Anregung, wie er im Auslenkungsfrequenzgang in Abbildung 5.7 zu sehen ist, lässt sich nicht mehr durch eine einfache Nachgiebigkeit beschreiben. Allgemein ist das mechanische Verhalten von Elastomeren als eine Mischform aus elastischem und viskosem Verhalten definiert, das sogenannte viskoelastische Verhalten.

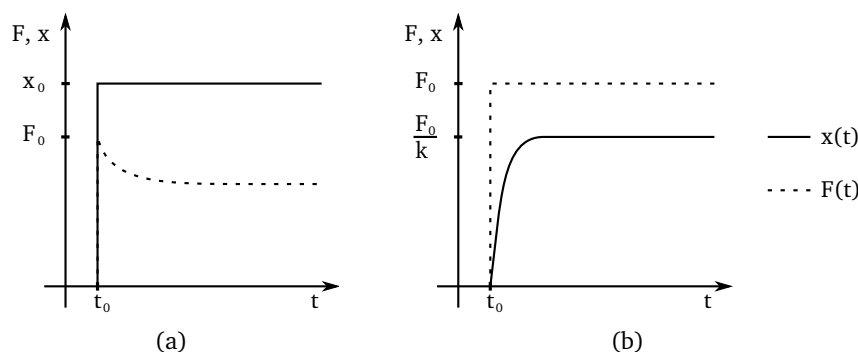
Das elastische Verhalten von Festkörpern wird mit dem Hooke'schen Gesetz nach Gleichung (6.10) beschrieben und mechanisch durch eine Feder repräsentiert. Die wirkende Kraft  $F$  ist proportional der Auslenkung  $x$  mit dem Proportionalitätsfaktor  $k$ , der Federkonstante.

$$F = k \cdot x \quad (6.10)$$

Viskoses Verhalten wird durch das Viskositätsgesetz nach Newton durch Gleichung (6.11) beschrieben. Die wirkende Kraft ist proportional zur Geschwindigkeit  $dx/dt$ , verknüpft durch den viskosen Dämpfungskoeffizienten  $c$ . Mechanisch wird das viskose Verhalten durch einen Dämpfer repräsentiert.

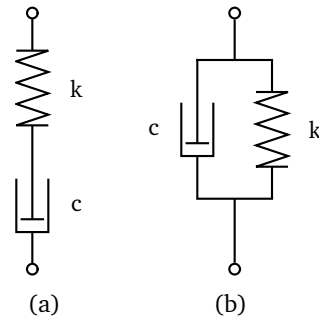
$$F = c \left( \frac{dx}{dt} \right) \quad (6.11)$$

Typische Ausgleichvorgänge viskoelastischen Verhaltens sind das Kriechen und die Spannungsrelaxation. Als Spannungsrelaxation wird die nach einem Dehnungssprung, bzw. dem in Abbildung 6.7(a) gezeigten Wagsprung  $x_0$ , auftretende Verringerung der Kraft von einer Maximalkraft  $F_0$  zum Gleichgewichtszustand bezeichnet. Eine sprunghafte Erhöhung eines äußeren Drucks, oder des in Abbildung 6.7(b) dargestellten Kraftsprunges mit  $F_0$  bewirkt eine Dehnung, die bis zum Erreichen des Kräftegleichgewichtes zunächst stetig zunimmt. Dieser Vorgang wird als Kriechen bezeichnet.



**Abbildung 6.7:** Typische Ausgleichvorgänge viskoelastischen Verhaltens. (a) Relaxation. (b) Kriechen.

Wie erwähnt, lassen sich viskoses und elastisches Verhalten durch die Betrachtung einfacher mechanischer Modelle mit konzentrierten Bauelementen in Form einer Feder, bzw. eines Dämpfers beschreiben. Dementsprechend lässt sich ein mechanisches Ersatzschaltbild viskoelastischer Materialien durch Kombination dieser beiden Elemente bilden. Als Maxwell- bzw. Voigt-Modell werden die Reihenschaltung und Parallelschaltung von Feder und Dämpfer bezeichnet, sie sind in Abbildung 6.8 skizziert.



**Abbildung 6.8:** Mechanische Ersatzschaltbilder für viskoelastisches Verhalten. (a) Maxwell-Modell. (b) Voigt-Modell.

- Relaxation (Maxwell-Modell)

Für das Maxwell-Modell gilt die Bewegungsgleichung (6.12). Daraus resultiert für den Verlauf der Kraft  $F$  nach einer sprunghaften Änderung des Dehnungszustandes Gleichung (6.13).

$$\frac{dx}{dt} = \frac{1}{k} \left( \frac{dF}{dt} \right) + \frac{F}{c} \quad (6.12)$$

$$\frac{dx}{dt} = 0 \text{ oder } x = \text{const} : F = F_0 e^{-t/\tau} \quad (6.13)$$

- Kriechen (Voigt-Modell)

Aus der Bewegungsgleichung (6.14) für das Voigt-Modell ergibt sich der zeitliche Verlauf der Auslenkung unter unveränderter Krafteinwirkung nach Gleichung (6.15).

$$F = k \cdot x + c \cdot \left( \frac{dx}{dt} \right) \quad (6.14)$$

$$\frac{dF}{dt} = 0 \text{ oder } F = \text{const} : x = \frac{F_0}{k} (1 - e^{-t/\tau}) \quad (6.15)$$

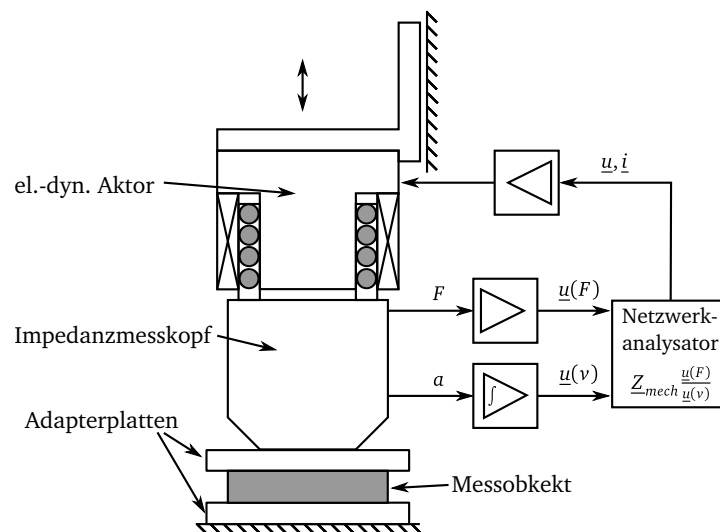
Beide Ausgleichvorgänge werden durch Exponentialfunktionen beschrieben. Zur Betrachtung des frequenzabhängigen Verhaltens bietet sich daher ein Übergang zu komplexen Variablen im Frequenzbereich an. Das Verhältnis aus einer Kraft  $\underline{F}$  und einer Geschwindigkeit  $\underline{v}$  ist als mechanische Impedanz  $\underline{Z}_{\text{mech}}$  definiert:

$$\underline{Z}_{\text{mech}} = \frac{\underline{F}}{\underline{v}} \quad (6.16)$$

Die mechanische Impedanz kann somit messtechnisch bestimmt werden, aber auch für ein bekanntes mechanisches Modell berechnet werden. Mittels eines Curve-Fittings können den mechanischen Modellparametern, wie beispielsweise der Masse oder der Nachgiebigkeit, Werte zugeordnet werden. Kann ein Modell somit bestätigt werden, kann es zur Berechnung des mechanischen Verhaltens unter unterschiedlichen Bedingungen herangezogen werden.

JUNGSMANN bestimmte bereits die mechanische Impedanz einer Materialprobe des verwendeten Elastosil® P7670. Mit dieser Kennlinie lässt sich das prinzipielle frequenzabhängige mechanische Verhalten des Silikons beschreiben. Für eine exakte Berechnung der dynamischen Aktorauslenkung ist eine Vermessung der mechanischen Impedanz  $Z_{\text{mech}}$  eines Aktors erforderlich. An Hand dieser kann dann das Modell verifiziert werden, aus dem letztlich die Auslenkung berechnet werden kann.

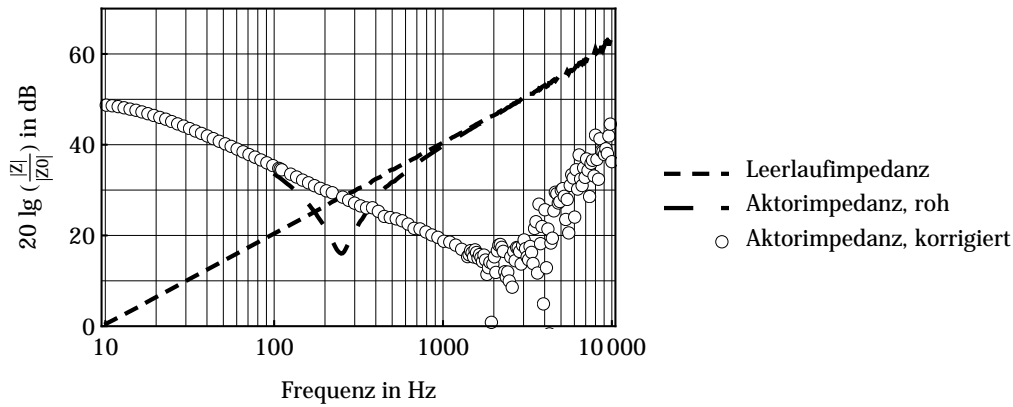
Die Vermessung der Aktoren erfolgt an einem Impedanzmessplatz, der in Abbildung 6.9 schematisch gezeigt ist. Wesentliches Element ist der Impedanzmesskopf, der aus einem Kraftsensor und einem Beschleunigungssensor besteht. Durch Integration der Beschleunigung wird die Geschwindigkeit bestimmt und somit die mechanische Impedanz nach Gleichung (6.16) berechnet. Die Anregung erfolgt durch einen elektrodynamischen Aktor, der die Probe mit einer einstellbaren, konstanten Amplitude der Kraft deformiert. Für die wenige Millimeter dicken, weichen Elastomerstapelaktoren beträgt diese Amplitude der Kraft 1 N. Die Messung erfolgt in dem maximalen Messbereich. Die kleinste Frequenz, die der integrierte Verstärker übertragen kann, beträgt 10 Hz. Die obere Grenzfrequenz beträgt 50 kHz.



**Abbildung 6.9:** Messaufbau zur Bestimmung der mechanischen Impedanz eines Elastomerstapelaktors.

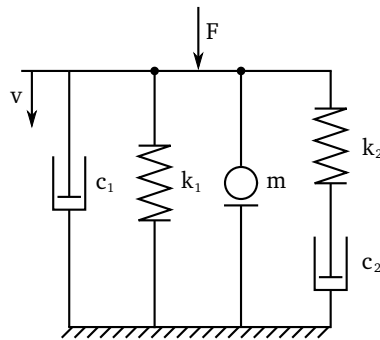
Das Ergebnis eines solchen kompletten Messvorganges ist in Abbildung 6.10 zu sehen. Zunächst wird eine Leerlaufmessung durchgeführt, in der der Einfluss des Messplatzes bestimmt wird. Die zugehörige Kennlinie zeigt den Impedanzverlauf einer Masse, die sich aus dem Impedanzmesskopf und dem Stößel zusammensetzt. Die Rohdaten der Messung entsprechen dem Ergebnis des vermessenen Aktors. In diesem Verlauf ist also sowohl die mechanische Impedanz des Aktors, als auch die der vorangegangenen Leerlaufmessung enthalten. Aufgrund der geringen Masse des Aktors wird die gemessene mechanische Impedanz deutlich durch die Masse des Impedanzmesskopfes überlagert. Zu erkennen ist dieser Effekt an der übereinstimmenden mechanischen Impedanz der Leerlaufmessung und der Rohdaten ab etwa 1,5 kHz.

Mittels einer Korrekturfunktion wird die Messung automatisch korrigiert, indem der Einfluss der Leerlaufimpedanz aus dem Kennlinienverlauf entfernt wird. Das Ergebnis zeigen die ebenfalls in Abbildung 6.10 dargestellten korrigierten Messpunkte. Im Wesentlichen wird dabei die Aktorimpedanz verkleinert, was eine Verschiebung der Resonanzfrequenz hin zu höheren Frequenzen zur Folge hat. Aufgrund der extrem geringen Differenzen der gemessenen mechanischen Leerlauf- und Aktorimpedanz kommt es zu stark streuenden Messwerten oberhalb 1,5 kHz, die damit nicht mehr aussagefähig sind. Details zu der Bestimmung mechanischer Impedanzen und der Korrekturberechnung sind in Anhang E aufgeführt.



**Abbildung 6.10:** Gemessene mechanische Impedanz, Leerlaufimpedanz und korrigierter Impedanzverlauf des Stapelaktors (30 Schichten mit je 30 µm).

Für die mechanische Interpretation der vermessenen Impedanz hat JUNGSMANN das in Abbildung 6.11 angegebene Ersatzschaltbild entwickelt. Die mechanische Impedanz ergibt sich nach Gleichung (6.17) [Jun04]. Der Versuch, die Parameter dieser Übertragungsfunktion direkt für die korrigierte Kennlinie im Bereich von 10 Hz bis 1,5 kHz zu approximieren scheitert an dem Fehlen markanter Punkte im Verlauf der Impedanz. Daher werden im Folgenden die Leerlaufmessung und die Vermessung des Aktors einzeln approximiert und anschließend korrigiert.



**Abbildung 6.11:** Mechanisches Ersatzschaltbild für einen Stapelaktor.

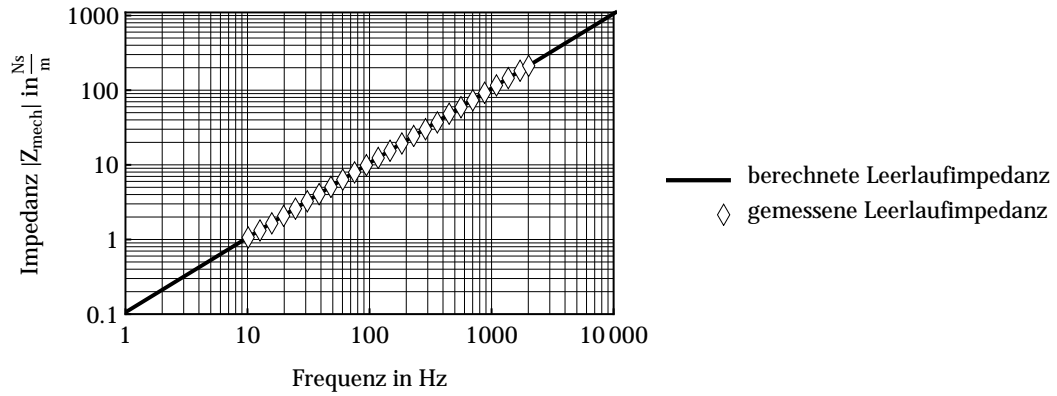
$$\underline{Z}_{\text{mech}} = \frac{F}{\underline{v}} = j\omega m + c_1 + \frac{k_1}{j\omega} + \frac{1}{\frac{1}{c_2} + \frac{j\omega}{k_2}} \quad (6.17)$$

Wie in Abbildung 6.10 zu erkennen ist, weist der Verlauf der Leerlaufmessung eine konstante Steigung von 20 dB/Dek auf. Dies entspricht dem Impedanzverlauf einer reinen Masse nach Gleichung (6.18). Die Masse  $m_0$  kann somit auf einen Wert von 16,475 g bestimmt werden. Der Vergleich der



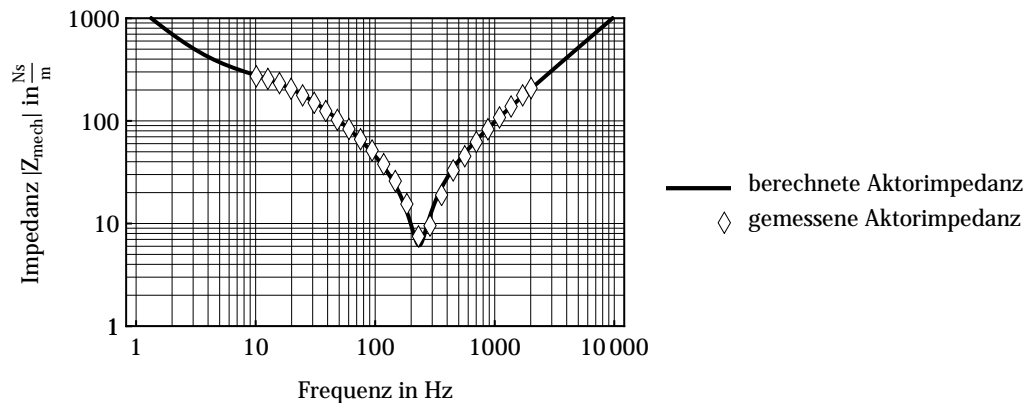
mit dieser Masse berechneten Impedanz mit den Messwerten zeigt Abbildung 6.12, wobei für eine bessere Übersicht die Anzahl der dargestellten Messpunkte stark reduziert ist.

$$\underline{Z}_{\text{mech,Masse}} = \frac{F}{\underline{v}} = j\omega m_0 \quad (6.18)$$



**Abbildung 6.12:** Vergleich des Impedanzverlaufes der Leerlaufmessung für die ermittelten Modellparameter mit den Messwerten.

Der Verlauf der Aktorimpedanz (Rohmessung) aus Abbildung 6.10 weist im Gegensatz zu den korrigierten Werten eine eindeutige Resonanz bei etwa 250 Hz auf und kann daher leicht mit Gleichung (6.17) approximiert werden. In Abbildung 6.13 ist wiederum der Vergleich der modellbasierten Berechnung mit einer reduzierten Anzahl von Messpunkten der Aktorimpedanz dargestellt. Bei den ermittelten Parametern ist zu beachten, dass die errechnete Aktormasse  $m_{\text{Aktor}} = 16,853 \text{ g}$  noch die in der Leerlaufmessung zuvor bestimmte Masse  $m_0$  enthält. Für die tatsächlichen Aktormasse ergibt sich  $m = 378 \text{ mg}$ , was etwa einem Zehntel der gesamten Aktormasse entspricht. Dieses Verhältnis entspricht auch etwa dem der Fläche des Impedanzmesskopfes bezogen auf die Substratfläche. Die ermittelte Masse ist damit plausibel begründet. In Tabelle 6.3 sind für alle Modellparameter die berechneten Werte angegeben. Zusätzlich sind in der zweiten Zeile veränderte Werte, mit einer beliebig kleineren Masse und einer geringeren Dämpfung angegeben.



**Abbildung 6.13:** Vergleich des Impedanzverlaufes der Leerlaufmessung für die ermittelten Modellparameter mit den Messwerten.

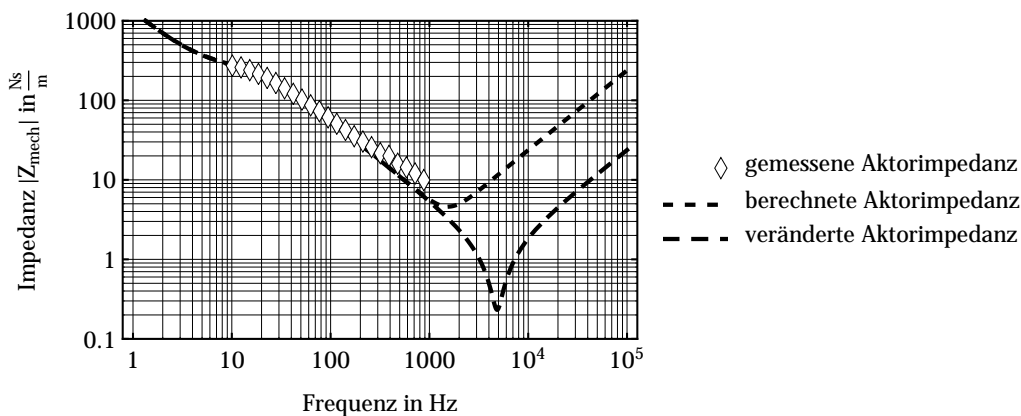
Abbildung 6.14 zeigt den Vergleich der korrigierten Messwerte mit dem Modell. Davon ausgehend, dass die Messwerte lediglich bis zu einer Frequenz von etwa 1 kHz vertrauenswürdig sind,

**Tabelle 6.3:** Ermittelte Modellparameter für das gewählte mechanische Modell.

Parametersatz	$c_1$ in Ns/m	$k_1$ in N/m	$m$ in mg	$k_2$ in N/m	$c_2$ in Ns/m
berechnet	4,569	8080	378	26950	216,84
verändert	$0,05 \cdot 4,569$	8080	$0,1 \cdot 378$	26950	216,84

ist die Resonanz bei den berechneten Werten schon bei 1,5 kHz modelliert. Da die Resonanzfrequenz hauptsächlich durch die Masse bestimmt ist, kann bei einer effektiv kleineren Masse, wie im zweiten Fall angenommen, zu einer deutlich höheren Resonanzfrequenz führen. Die geringere Dämpfung bewirkt lediglich eine Vergrößerung der Resonanzüberhöhung. Für eine bessere Parameterbestimmung ist daher der nutzbare Messbereich der Impedanzmessung zu vergrößern.

Beide Parametersätze ergeben eine gute Übereinstimmung mit den Messwerten im Frequenzbereich von 10 Hz bis 100 Hz, bei höheren Frequenzen nimmt die Abweichung zu. Dieser Fehler ist durch das Modell bedingt, das einen Abfall der Impedanz von 20 dB/Dek darstellen kann. Das Modell entspricht also grundsätzlich dem erwarteten Aktorverhalten. Die Aussagekraft der berechneten Parameter ist jedoch auf den Frequenzbereich von 10 Hz bis 100 Hz beschränkt.

**Abbildung 6.14:** Messwerte und Impedanzverlauf für unterschiedliche Modellparameter.

Die Tatsache, dass ein reales viskoelastisches Verhalten nicht durch die einfachen Maxwell- oder Voigt-Modelle beschrieben werden kann, ist bei realen Materialien sehr häufig zu finden. Üblicherweise werden dann generalisierte Modelle verwendet, bei denen eine Vielzahl der Grundelemente miteinander verbunden werden. Ein generalisiertes Maxwell-Modell besteht z.B. aus mehreren parallelen Anordnungen des Maxwell-Modells, die Voigt-Elemente werden entsprechend in Serie geschaltet [Gen01]. Die dynamischen, zeitlichen Vorgänge werden somit nicht mehr durch eine einzige Exponentialfunktion beschrieben, sondern durch Reihen von Exponentialfunktionen, so genannten Prony-Reihen. Diese ermöglichen eine bessere Adaption an das gemessene Materialverhalten, führen jedoch schnell zu einer drastischen Erhöhung der benötigten Modellparameter, die damit auch schwieriger zu berechnen sind. Nur durch die geschickte Wahl der Startparameter sind solche Approximationen möglich, andernfalls kommt es schnell zu Oszillationen der Parameter beim Curve-Fitting, wodurch keine Konvergenz erreicht werden kann [SG01].

### Einführung eines fraktionalen Elementes

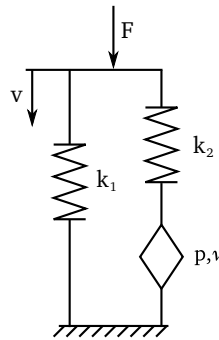
Die Einführung fraktionaler Ableitungen in die Stoffgesetze erlaubt die Definition eines verallgemeinerten, rheologischen Elementes [Bag88]. Dieses kann schon mit wenigen Parametern das Materi-

alverhalten über einen großen Frequenzbereich abbilden. Der Zusammenhang zwischen Spannung  $T$  und Dehnung  $S$  ist gemäß Gleichung (6.19) definiert.

$$T = p \frac{d^v}{dt^v} \cdot S \quad (6.19)$$

Die englische Bezeichnung „spring-pot“ macht das Verhalten dieses Elementes im Bereich zwischen dem einer Feder ( $v = 0$ ) und dem eines Dämpfers ( $v = 1$ ) deutlich. Das fraktionale Element verfügt demnach über zwei Parameter, den Proportionalitätsfaktor  $p$  und den fraktionalen Grad  $v$ . Gekennzeichnet wird dieses Element durch eine Raute [Koe84]. Beliebige komplizierte Modelle können an das viskoelastische Verhalten angepasst werden, indem die Dämpfer-Elemente durch fraktionale Elemente ersetzt werden.

Für das gemessene Materialverhalten der Elastomerstapelaktoren wird das in Abbildung 6.15 gezeigte Modell verwendet. Es entspricht einem viskoelastischen Festkörpermodell, dessen Dämpfer eben gerade durch das fraktionale Element ersetzt ist. Die resultierende mechanische Impedanz entspricht Gleichung (6.20). Im Gegensatz zu dem Modell von JUNGMAHN wird der zusätzliche Dämpfer und die Masse vernachlässigt. Für eine vollständige Beschreibung sind diese zwar erforderlich, jedoch ist schon am vorigen Modell gezeigt, dass eine Bestimmung dieser beiden Parameter in den Grenzen des Messbereiches des Impedanzmessplatzes nicht möglich ist.



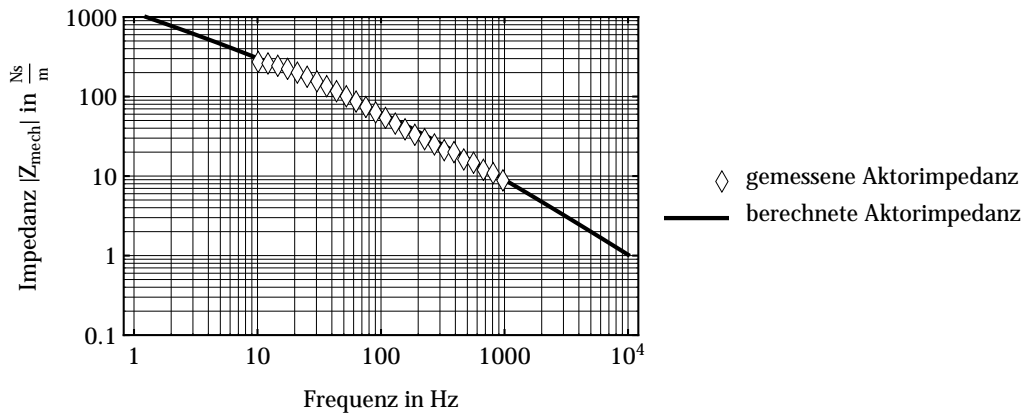
**Abbildung 6.15:** Mechanisches Ersatzschaltbild mit fraktionalem Element.

$$\underline{Z}_{\text{mech}} = \frac{\underline{F}}{\underline{v}} = \frac{k_1}{j\omega} + \frac{1}{\frac{(j\omega)^v}{p} + \frac{j\omega}{k_2}} \quad (6.20)$$

Das Ergebnis dieses Modells mit den in Tabelle 6.4 angegebenen, approximierten Parametern ist in Abbildung 6.16 gezeigt. Im Vergleich zu dem Ergebnis des Modells nach JUNGMAHN in Abbildung 6.14 kann mit diesem Modell der mechanische Impedanzverlauf der Aktoren über den kompletten gemessenen Frequenzbereich von zwei Dekaden sehr gut abgebildet werden.

**Tabelle 6.4:** Ermittelte Modellparameter für das Modell mit fraktionalem Element.

$k_1$ in N/m	$k_2$ in N/m	$p$ in Ns/m	$v$
$58,63 \cdot 10^{-12}$	68639	3070	0,5



**Abbildung 6.16:** Vergleich der Messwerte mit dem berechneten Impedanzverlauf basierend auf dem Modell mit fraktionalem Element.

### 6.3 Elektromechanisches Modell

#### Statische Aktorkennlinie

Für die Bestimmung der statischen Aktorkennlinie eines Aktors wird zunächst die Anzahl der kontaktierten Schichten bestimmt, sowie für jeden Aktor im Zentrum der Elektrode eine Kraft-Weg-Kennlinie aufgenommen, aus der der uniaxiale Kompressionsmodul  $Y_C$  ermittelt wird. Diese Werte sind exemplarisch für vier Aktoren mit unterschiedlichem Aufbau (Schichtanzahl und Filmdicke des Dielektrikums) in Tabelle 6.5 zusammengefasst.

**Tabelle 6.5:** Vergleich der Aktorparameter.

Aktoraufbau <sup>a</sup>	Elektrode Fläche in mm <sup>2</sup>	Kontaktierung in %	$Y_C$ in kPa
40 x 10 µm	25 <sup>b</sup>	75	500
40 x 20 µm	177 <sup>c</sup>	89	450
30 x 30 µm	177 <sup>c</sup>	95	240
30 x 50 µm	25 <sup>b</sup>	96	210

<sup>a</sup> Schichtanzahl x Filmdicke

<sup>b</sup> Quadrat mit 5 mm Kantenlänge

<sup>c</sup> Kreis mit 15 mm Durchmesser

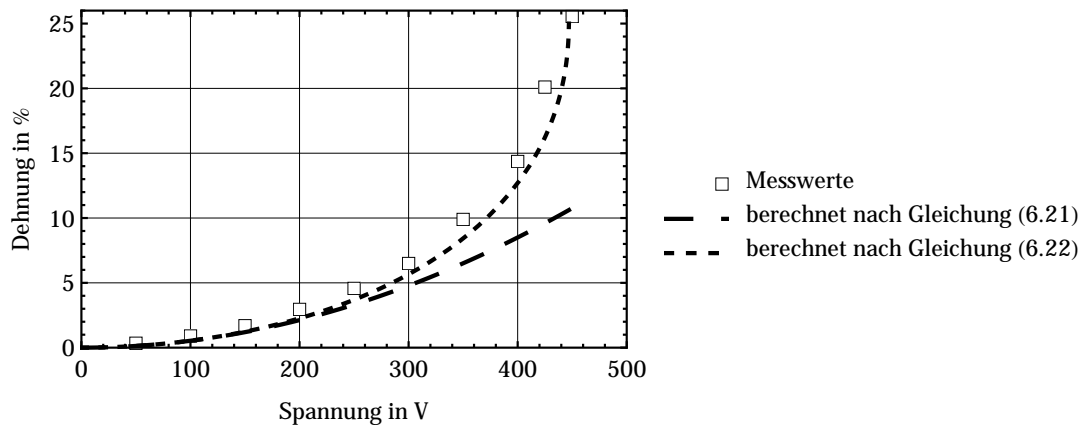
Hierbei sind für die Kontaktierung typische Werte erreicht. Bis zu einer Filmdicke von 30 µm lassen sich die Aktoren mit der üblichen Drahtkontaktierung leicht zu etwa 90 % kontaktieren. Je dünner darüber hinaus die Schichten werden, desto schlechter und aufwändiger wird die Kontaktierung. Aktoren mit Filmdicken von 5 µm erreichen im Durchschnitt nur etwa 50 %. Es fällt weiterhin auf, dass bei Aktoren mit dünneren Schichten ein deutlich erhöhter uniaxialer Kompressionsmodul gemessen wird. Dies scheint unabhängig von der Elektrodengeometrie, allerdings sind für eine eindeutige Analyse dieses Effektes weitere Untersuchungen erforderlich.

Davon ausgehend, dass die gemessene Auslenkung nur von dem Teil der kontaktierten Elektroden hervorgerufen wurde, lässt sich die theoretische Auslenkung eines zu 100 % kontaktierten Aktors bestimmen. Wird diese Auslenkung auf die Gesamtdicke der dielektrischen Schichten bezogen,

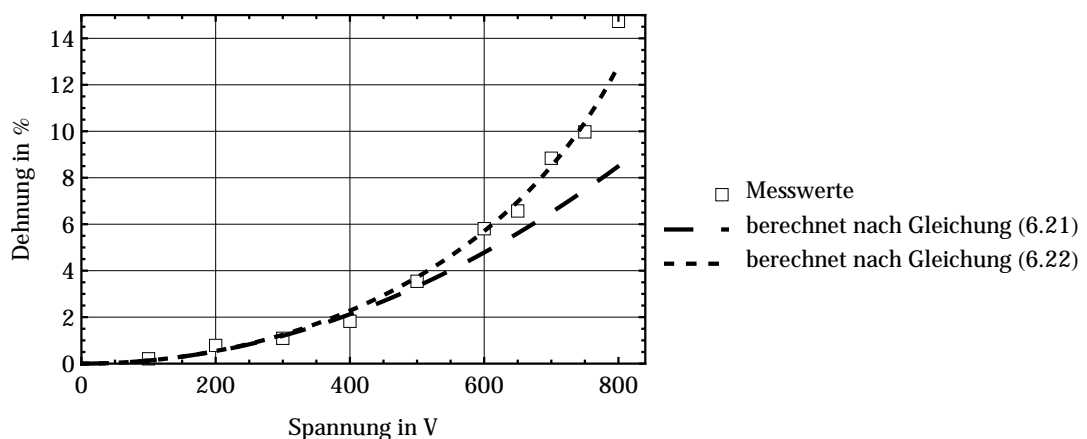
abzüglich der äußeren Deckschichten, so ergibt sich die relative Dickenänderung des aktiven Materials  $\Delta z/z_0$ . Diese Kennlinien sind für die in Tabelle 6.5 vorgestellten Aktoren in Abbildung 6.17 bis Abbildung 6.20 dargestellt. Dabei sind sowohl die Messpunkte, als auch die ermittelten Funktionen gemäß den folgenden Gleichungen eingezeichnet. Die Gleichungen unterscheiden sich in der Berechnung des elektrostatischen Druckes. Gleichung (6.21) entspricht der in Kapitel 3.2 vorgestellten üblichen Näherung für die Berechnung des elektrostatischen Druckes von dielektrische Elastomeraktoren. In Gleichung (6.22) ist die Abstandsänderung  $\Delta z$  berücksichtigt.

$$\frac{\Delta z}{z_0} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{U^2}{z_0^2} \frac{1}{Y_C} \quad (6.21)$$

$$\frac{\Delta z}{z_0} = \epsilon_0 \epsilon_r z_0 \frac{U^2}{(z_0 - \Delta z)^3} \frac{1}{Y_C} \quad (6.22)$$

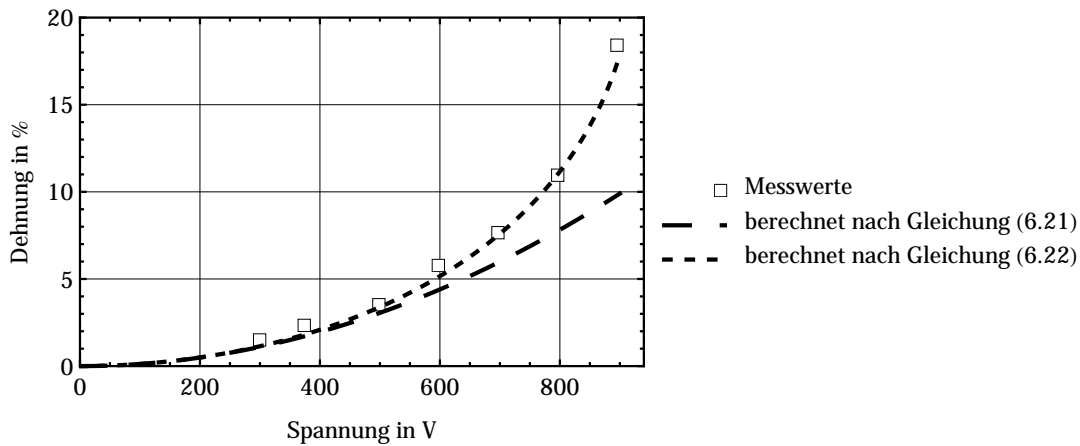


**Abbildung 6.17:** Aktorkennlinie eines Aktors mit 40 Schichten und einer Filmdicke von 10 µm.

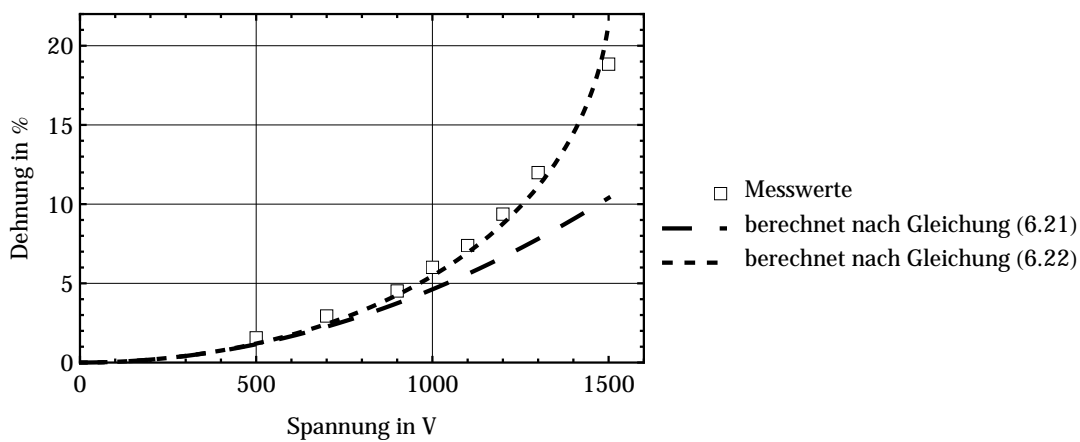


**Abbildung 6.18:** Aktorkennlinie eines Aktors mit 40 Schichten und einer Filmdicke von 20 µm.

Die für einschichtige, vorgespannte Aktoren geeignete Gleichung (6.21) liefert nur bis zu Aktordehnungen von etwa 5 % eine gute Beschreibung. Bei größeren Dehnungen wird die tatsächliche Dehnung unterschätzt. Offensichtlich ist die erreichte Dehnung der Aktoren so groß, dass die Änderung des Elektrodenabstandes mit Gleichung (6.22) berücksichtigt werden muss. Diese



**Abbildung 6.19:** Aktorkennlinie eines Aktors mit 30 Schichten und einer Filmdicke von 30 µm.



**Abbildung 6.20:** Aktorkennlinie eines Aktors mit 30 Schichten und einer Filmdicke von 50 µm.

Beschreibung liefert eine hervorragende Übereinstimmung mit den tatsächlich gemessenen Aktor-dehnungen.

In Tabelle 6.6 sind abschließend die erreichten Dehnungen der unterschiedlichen Aktoren bei der maximalen dynamischen und statischen Betriebsfeldstärke gegenübergestellt. Die Unterschiede der erreichten Dehnungswerte lassen sich gut durch die gemessenen uniaxialen Kompressionsmodu-le erklären. Die Ursache für dessen deutlichen Sprung bei Schichtdicken zwischen 20 µm und 30 µm sind zwar durch die erwähnte Erhöhung des effektiven Moduls bei sehr dünnen Schichten erklärbar, doch sollte dieser Effekt näher auf seine Reproduzierbarkeit hin untersucht werden.

Ein weiteres wichtiges Ergebnis ist die sehr gute Berechnung der statischen Aktorauslenkung jeder Bauform von dielektrischen Elastomerstapelaktoren bei bekanntem uniaxialen Kompressionsmo-dul nach Gleichung (6.22).

### Dynamische Aktorkennlinie

Die Berechnung des dynamischen Auslenkungsverhaltens ist von mehreren Komponenten abhän-gig. Zum einen von dem frequenzabhängigen elektrostatischen Druck, zum anderen von der fre-quenzabhängigen mechanischen Impedanz. Bei der Berechnung im Frequenzbereich erfolgt zu-nächst die Bestimmung der Geschwindigkeit aus der mechanischen Impedanz (Gleichung (6.16)).

**Tabelle 6.6:** Vergleich der typischen Dehnung für unterschiedliche Filmdicken.

Aktoraufbau	$Y_C$ in kPa	Dehnung bei 30 V/ $\mu\text{m}$ in %	Dehnung bei 40 V/ $\mu\text{m}$ in %
40 x 10 $\mu\text{m}$	500	6,3	14,5
40 x 20 $\mu\text{m}$	450	5,8	14,7
30 x 30 $\mu\text{m}$	240	18,4	-
30 x 50 $\mu\text{m}$	210	18,8	-

Die wirkende Kraft wird aus dem mit der Aktorfläche multiplizierten elektrostatischen Druck bestimmt. Eine abschließende Integration durch Multiplikation mit  $\frac{1}{j\omega}$  ergibt die resultierende Amplitude der Auslenkung  $\hat{x}$  gemäß Gleichung (6.23).

$$\hat{x} = \frac{1}{2j\omega} \cdot A_0 \cdot \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{U_c^2}{d_0^2} \cdot \frac{1}{Z_{\text{mech}}} \quad (6.23)$$

Dem erläuterten Effekt der Frequenzverdopplung der elektrischen Anregungsfrequenz ist an den entsprechenden Stellen mit dem Faktor „2“ Rechnung getragen, um ein Auslenkungsdiagramm über der mechanischen Schwingungsfrequenz zu erhalten. Für die Spannung an den Elektroden  $U_C$  wird Gleichung (6.6) berücksichtigt.

Zunächst wird die mechanische Impedanz basierend auf dem Modell von JUNGMAHN nach Gleichung (6.17) verwendet. In Tabelle 6.7 sind die eingesetzten Parameter aufgelistet. Für die approximierten Parameter ergibt sich in Abbildung 6.21 mit der zugehörigen Kennlinie das schlechteste Ergebnis. Die offensichtlich zu hoch angenommene Masse prognostiziert einen mechanisch bedingten Einbruch der Auslenkung oberhalb von 500 Hz. Auch die bei der Impedanzanpassung gewählten geringeren Parameter (Parametersatz A) sind noch zu groß, da die Resonanz der mechanischen Impedanz sich nicht im Auslenkungsverhalten widerspiegelt. Erst eine drastische Verringerung der Masse, aber auch der dominanten Feder  $k_2$  erlauben eine Näherung an die tatsächliche Auslenkung (Parametersatz B).

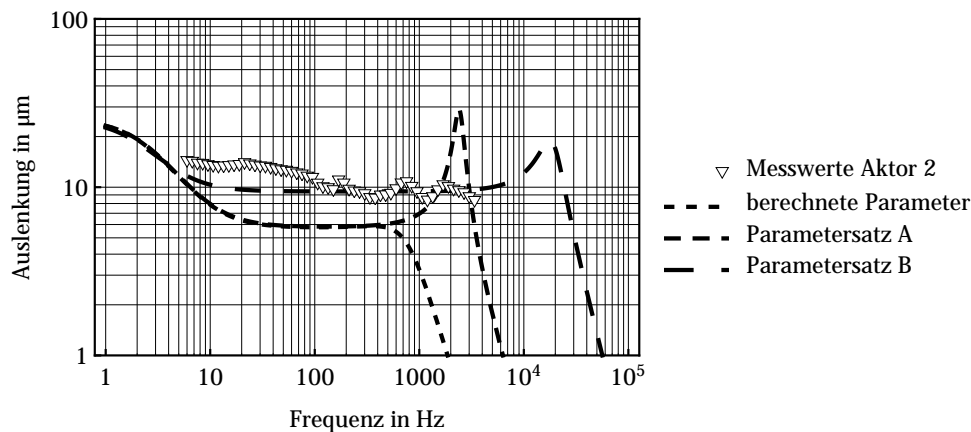
Das grundlegende Problem des Modells bleibt jedoch, dass durch die gewählten Elemente der Auslenkungsrückgang von etwa 3 dB/Dekade nicht abgebildet werden kann.

**Tabelle 6.7:** Ermittelte Modellparameter für das gewählte mechanische Modell.

Kennlinie	$c_1$ in Ns/m	$k_1$ in N/m	$m$ in mg	$k_2$ in N/m	$c_2$ in Ns/m
berechnete Parameter	4,569	8080	378	26950	216,84
Parametersatz A	0,05 · 4,569	8080	0,1 · 378	26950	216,84
Parametersatz B	0,01 · 4,569	8080	0,001 · 378	0,5 · 26950	216,84

Die Verwendung des Modells mit einem fraktionalen Element erlaubt hingegen eine gute Anpassung an den Rückgang der Auslenkung bei steigender Frequenz. Unter Verwendung der mechanischen Impedanz nach Gleichung (6.20) und den ermittelten Parametern in Tabelle 6.4 ergeben sich die in Abbildung 6.22 gezeigten Auslenkungsfrequenzgänge zweier Aktoren. Die Aktoren sind aus 30 dielektrischen Schichten aufgebaut, besitzen jedoch mit 30  $\mu\text{m}$  und 50  $\mu\text{m}$  unterschiedliche Filmdicken. Die Betriebsspannungen betragen 700 V und 1400 V. Der in der unteren Kennlinie ersichtliche starke Abfall der Auslenkung ab etwa 5 kHz ist durch den für einen ungünstigen Fall angenommenen extrem hohen Aktorwiderstand  $R_{\text{Aktor}}$  von 100 k $\Omega$ , also der elektrischen Grenzfrequenz, hervorgerufen. Die bisher für die Aktoren bestimmten elektrischen Grenzfrequenzen sind



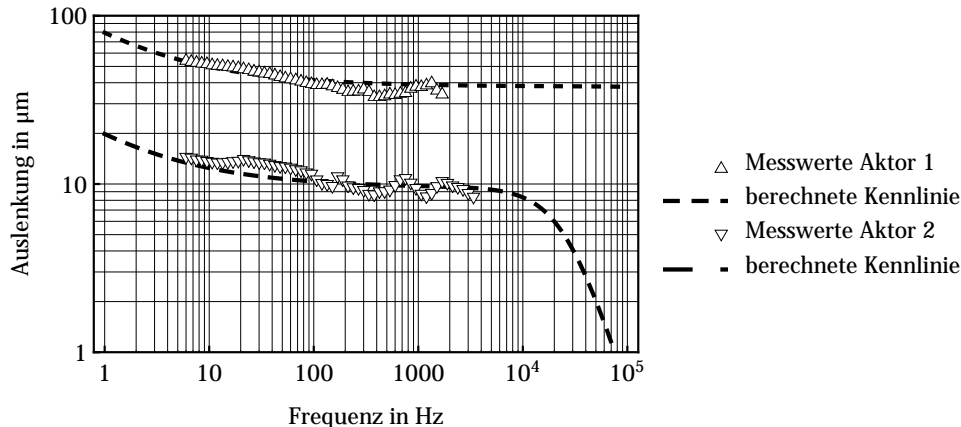


**Abbildung 6.21:** Vergleich der modellbasierten Aktorkennlinien mit Messwerten eines Aktors.

oberhalb von 10 kHz. Die den Kennlinien zugrunde liegenden elektrischen Betriebsbedingungen und Parameter sind in Tabelle 6.8 zusammengefasst.

**Tabelle 6.8:** Aktor- und Betriebsparameter der Aktoren für die Kennlinienbestimmung.

Aktor	$C_{\text{Aktor}}$ in pF	$R_{\text{Aktor}}$ in k $\Omega$	Schichtanzahl	Filmdicke in $\mu\text{m}$	Betriebsspannung in V
Aktor 1	460	10	30	50	1400
Aktor 2	490	100	30	30	700



**Abbildung 6.22:** Vergleich von unterschiedlichen Aktorkennlinien mit den zugehörigen berechneten Kennlinien.

Das vorgestellte Modell mit einem fraktionalen Element ist sehr gut geeignet, um die tatsächliche mechanische Aktorimpedanz zu beschreiben. So kann mit dem ermittelten Parametersatz das Verhalten unterschiedlicher Aktoren beschrieben werden. Für die Vergrößerung des Frequenzbereiches des Modells wird eine Berücksichtigung der Aktormasse und eines eventuellen weiteren fraktionalen Elementes erforderlich sein. Dafür muss aber zunächst der Messbereich für die Impedanzmessung vergrößert werden.

Wie aus der Vermessung der Aktoren ersichtlich wird, sind diese vom statischen Einsatz bis hin zu Frequenzen von etwa 4 kHz charakterisiert. Bis zu dieser Frequenz ist weder die mechanische noch die elektrische Grenzfrequenz erreicht. Leider ist ein Betrieb bei höheren Frequenzen aufgrund

des zu hohen benötigten Stromes für die kapazitive Last mit den vorhanden Verstärkern nicht mehr möglich. Für den vermessenen Frequenzbereich ist eine Vernachlässigung der Aktormasse und einer zusätzlichen Dämpfung gegenüber dem Modell von JUNGMAHN zulässig.

Basierend auf diesem neuen Modell wird es möglich sein, in weiteren Versuchsreihen an Aktoren mit unterschiedlichem Aufbau das Modell zu verifizieren und daraus größenunabhängige Modellparameter (Viskositätsmodul, Elastizitätsmodul, etc.) zu entwickeln.

#### 6.4 Charakterisierung der Energiedichte dielektrischer Elastomerstapelaktoren

Zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit der dielektrischen Elastomeraktoren ist eine Bestimmung der Dehnungsenergiedichte sinnvoll. In Analogie zu piezoelektrischen Antrieben lässt sich die Energiedichte  $u_e$  nach Gleichung (6.24) berechnen [Kor+99].

$$u_e = \frac{1}{2} p S_z = \frac{1}{2} Y S_z^2 \quad (6.24)$$

Dieser Zusammenhang gilt jedoch nur für kleine Auslenkungen. Bei dielektrischen Elastomeraktoren ist sowohl die im Vergleich zu piezoelektrischen Aktoren deutlich höhere relative Dehnung als auch die damit verbundene Änderung der aktiven Aktorfläche zu berücksichtigen. Unter Berücksichtigung der Inkompressibilität des Elastomers gilt Gleichung (6.25).

$$1 = (1 + S_x)(1 + S_y)(1 + S_z) \quad (6.25)$$

Die aktive Fläche  $A$ , auf die die Deformation wirkt, vergrößert sich während des Betriebs.

$$A(S_x, S_y) = x \cdot y = x_0(1 + S_x) \cdot y_0(1 + S_y) \quad (6.26)$$

Mit Gleichung (6.25) lässt sich die Fläche  $A$  als Funktion der Dickenänderung  $S_z$  angeben:

$$A(S_z) = \frac{x_0 y_0 z_0}{z_0(1 + S_z)} \quad (6.27)$$

Zur Berechnung der Energiedichte  $e$  wird die mechanische Arbeit über die Aktorauslenkung  $dz$  integriert und auf das als konstant angenommene Volumen (Gleichung (6.25)) bezogen:

$$e = -\frac{1}{x_0 y_0 z_0} \cdot \int p \cdot A(S_z) dz \quad (6.28)$$

Zu beachten ist das negative Vorzeichen, da gemäß den Definitionen in Kapitel 3.2 ein positiver elektrostatischer Druck eine Stauchung, also eine negative Auslenkung, hervorruft. Über das Integral ergibt sich ein negatives  $dz$ .

Mit Gleichung (6.27) ergibt sich Gleichung (6.29).

$$e = - \int p \frac{1}{x_0 y_0 z_0} \cdot \frac{x_0 y_0 z_0}{z_0 (1 + S_z)} dS_z = -p \int \frac{1}{z_0 (1 + S_z)} dS_z \quad (6.29)$$

Die Energiedichte für große Dehnungen von nichtlinearen Materialien ergibt sich zu:

$$e = -p \cdot \ln(1 + S_z) \quad (6.30)$$

Für sehr kleine Dehnungen  $S_z$  vereinfacht sich Gleichung (6.30) zu

$$e = -p S_z \quad (6.31)$$

Mit dem Zusammenhang  $S_z = \frac{p}{Y}$  ergibt sich eine im Vergleich zur elastischen Dehnungsdichte aus Gleichung (6.24) eine gerade doppelt so große Energiedichte.

$$e = -p S_z = 2u_e \quad (6.32)$$

In Tabelle 6.9 sind die für einen Elastomerstapelaktor ermittelten Werte mit anderen Aktortechnologien verglichen. Die aus einem E-Modul von 500 kPa und einer Dehnung von 25 % errechnete Energiedichte ist im Vergleich mit anderen Technologien zwar noch recht hoch, jedoch bedeutend kleiner als die für DEA allgemein angegebenen Werte. Als Ursache werden die nicht realitätsnahen Kombinationen der zugrunde liegenden Parameter angenommen. So sind z.B. bei den Acrylen einige Parameter für das reine Material, andere für den stark vorgedehnten Zustand (mehrere 100 %) gültig. Die Energiedichten sind daher eher als theoretische Maximalwerte zu verstehen.

**Tabelle 6.9:** Vergleich der Energiedichte von Elastomerstapelaktoren mit anderen Aktortechnologien [BC01].

Aktorart	$S_{z,\max}$ in %	$T_{\max}$ in MPa	$E$ in V/ $\mu\text{m}$	$e$ in kJ/m <sup>3</sup>
Elastomerstapelaktoren	25	0,03	30	31,25
DEA aus Silikon	63	3	30	750
DEA aus Acryl	215	16,2	150	3400
PZT-Keramik	0,2	110	4	100
Tauchspulaktor	50	0,1	k.A. <sup>a</sup>	25
Elektrostat. Aktor	50	0,03	k.A.	1,5

<sup>a</sup> keine Angaben

Ein weiterer Aspekt ist die Angabe des Kopplungsfaktors  $k^2$  zur Beurteilung der Effektivität. Dieser wird durch das Verhältnis aus pro Zyklus in mechanische Arbeit gewandelte Energie zu der pro Zyklus aufgewendeten elektrischen Energie beschrieben. Da diese Größen schwer zu messen sind, erfolgt eine theoretische Abschätzung anhand des elektrostatischen Modells, also mit der

Einschränkung einer konstanten Permittivität, die im Rahmen dieser Arbeit für die verwendeten Materialien und Zustände nachgewiesen, nicht jedoch für alle Materialien annehmbar ist.

Ausgehend von der dehnungsabhängigen Kapazität des Aktors nach Gleichung (6.33) kann unter Annahme einer konstanten Ladung die prozentuale Energieänderung zwischen zwei Zuständen (1 und 2) nach Gleichung (6.34) berechnet werden.

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{z} \stackrel{!}{=} \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{V}{z^2} \quad (6.33)$$

$$k = \frac{\Delta E}{E_1} = \frac{E_2 - E_1}{E_1} = \frac{\frac{Q^2}{C_2} - \frac{Q^2}{C_1}}{\frac{Q^2}{C_1}} \quad (6.34)$$

Mit  $z_2 = z_1(1 + S_z)$  ergibt sich Gleichung (6.35)

$$k = 2S_z + S_z^2 \quad (6.35)$$

Die mit den Aktoren üblicherweise erreichten Dehnungen liegen im Bereich von 16 % bis 20 %. Für diese Werte ergibt sich nach Gleichung (6.35) ein Kopplungsfaktor von  $k^2 = \approx 12 - 20 \%$ . Mit der in Abbildung 6.17 dargestellten erreichten Dehnung von 25 % ergibt sich sogar ein Kopplungsfaktor von  $k^2 = 31,6 \%$ .



---

## 7 Taktile Displays mit dielektrischen Elastomerstapelaktoren

---

In diesem Kapitel wird an Hand von drei umgesetzten Beispielen die Vielfältigkeit der verwendeten Aktoren demonstriert. Dabei handelt es sich um ein Aktorarray, das zum Antrieb eines Braille-Displays verwendet wird. Mit einem vibrotaktilen Display, das durch Vibrationen unterschiedlicher Aktoren diverse Gerätezustände anzeigen kann, werden die zur Wahrnehmung erforderlichen minimalen Auslenkungsamplituden untersucht. Abschließend ist eine Aktormatrix realisiert, mit der statische und dynamische Stimulation mit hoher örtlicher Auflösung kombiniert dargestellt werden können. Basierend auf diesem Display wird ein Konzept entwickelt, das den Vorteil der kleinen, örtlich verteilten Aktoren weiter ausbaut und zu einer frei konfigurierbaren, interaktiven Oberfläche vollendet.

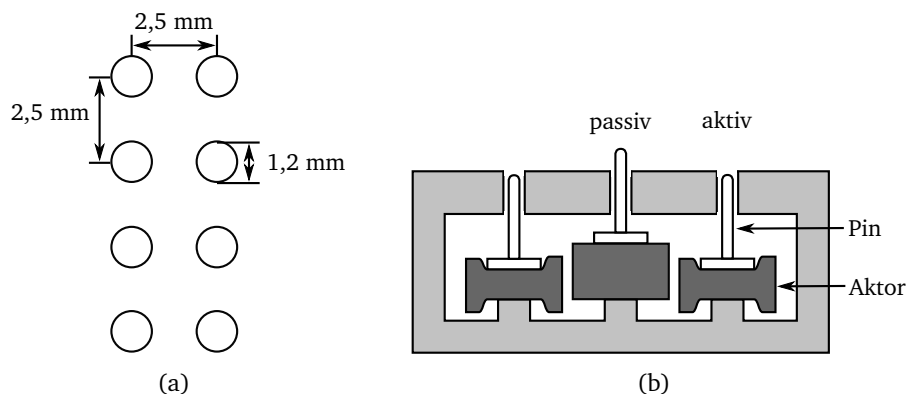
---

### 7.1 Antrieb für ein Braille-Display

---

Wie in Kapitel 2.2 beschrieben, stellen Braille-Displays eine einfache Form eines taktilen Displays dar. Die Punktmuster erhabener Punkte gegenüber gelöschten Punkten kodieren dabei für den Leser die Information. In Abbildung 7.1(a) sind die typischen Abmessungen der planaren Anordnung von Stimulatoren einer Braille-Zelle mit acht Aktoren angegeben [Man99]. Der schematische Aufbau eines von dielektrischen Elastomerstapelaktoren getriebenen Braille-Displays ist in Abbildung 7.1(b) zu sehen. Die Größe der Aktorelemente wird an die nach außen führenden Pins angepasst, die Aktoren können daher direkt unter den Pins positioniert werden. Sie benötigen damit einen extrem geringeren Bauraum, in Kombination mit niedrigen Herstellungskosten bieten Stapelaktoren zwei wesentliche Vorteile.

Bei der Ansteuerung ist die inverse Logik zu beachten, da grundsätzlich alle Pins oben sind und nur über einen aktivierten Stapelaktor in das Gehäuse gezogen (gelöscht) werden können. Für die erforderliche Höhe eines zu ertastenden Pins gegenüber der Oberfläche gibt es einen Bereich von 150  $\mu\text{m}$  bis 500  $\mu\text{m}$  [HC03; NHH04].



**Abbildung 7.1:** Braille-Zelle: (a) Anordnung der Stimulatorpins. (b) Einsatz von dielektrischen Elastomerstapelaktoren.

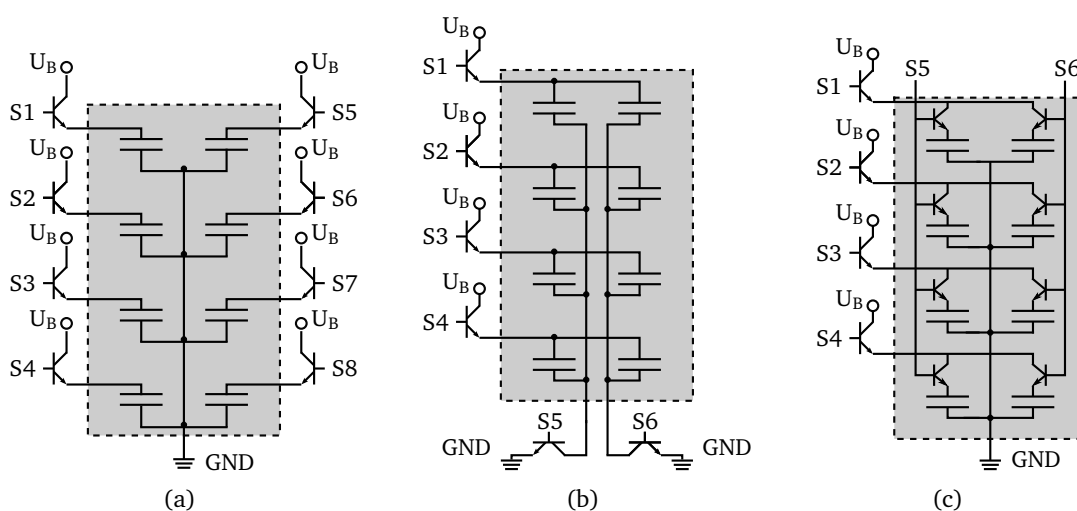
Neben der Aktordimensionierung stellt der Einfluss eines auf den Pins tastenden Fingers eine wichtige Größe dar. Der typische von einem Finger über den Pin auf den passiven Aktor ausgeübte

Druck beträgt etwa 10 kPa, erzeugt also bei einem uniaxialen Kompressionsmodul von 200 kPa eine Deformation des Aktors um 5 %. Dies entspricht einer Absenkung des ertasteten Pins gegenüber den weniger belasteten Nachbarpins um weniger als 10 % und wird damit vom Nutzer nicht als störend wahrgenommen [Cho+04].

Bevor die Strukturierung der Aktoren festgelegt werden kann, muss für die elektrische Ansteuerung der Aktoren ein Konzept entwickelt werden. Die weitreichende Bedeutung dieses Konzeptes wird weniger an einer einzigen Braille-Zelle mit acht Aktoren ersichtlich, wohl aber bei einer typischen Braille-Zeile zum Anschluss an einen PC, die aus 40 aneinander gereihten Braille-Zellen besteht, oder bei einem Braille-Grafik-Display mit 200 x 200 Pins, das entsprechend 40.000 Aktoren benötigt. Es stehen folgende Konzepte zur Auswahl:

- Die *Einzelansteuerung* jedes Aktors ist die einfachste Anschlussart, erfordert aber für jeden Aktor einen Schalter sowie zwei Anschlussleitungen. Durch Verwendung eines gemeinsamen Masseanschlusses kann die Leitungsanzahl nahezu halbiert werden.
- Bei einer *Passiv-Matrix* werden die Aktoren in einer Zeilen-Spalten-Kodierung angesteuert, d.h. es ist für jede Zeile und jede Spalte ein Schalter erforderlich. Der Nachteil dieses Ansteuerungskonzepts besteht in dem resultierenden Übersprechen. Da die Aktoren miteinander verbunden sind, führt das Aufschalten der Betriebsspannung beispielsweise an das 1x1-Element (Aktorelement der ersten Zeile und ersten Spalte) zu einem Spannungsabfall von jeweils einem Drittel der Spannung an den drei benachbarten Elementen.
- Bei einer *Aktiv-Matrix*-Ansteuerung wird die Spannung auch spaltenweise aufgeschaltet, allerdings ist jeder Aktor über einen weiteren Hochspannungsschalter mit dieser schaltbaren Zuleitung verbunden. Werden die Schalter der Aktoren direkt in der Matrix angeordnet, so sind zwar viele Schalter, aber vergleichsweise wenig Zuleitungen erforderlich. Im Falle der Elastomerstapelaktoren müssen die Schalter jedoch nach außen verlegt werden, was zusätzliche Zuleitungen erfordert.

Als Schalter wird dabei das benötigte Element zur Trennung der Hochspannung (bis zu 1500 V) bezeichnet. Die in Abbildung 7.2 dargestellten Schaltungskonzepte sind mit NPN-Transistoren als exemplarische Schalter versehen, die Aktoren sind als Kapazitäten abgebildet.



**Abbildung 7.2:** Ansteuerungskonzepte: (a) Einzelansteuerung. (b) Passiv-Matrix. (c) Aktiv-Matrix.

Die benötigte Anzahl an Schaltern und Zuleitungen sind für eine Braille-Zelle, eine Braille-Zeile und ein 200 x 200 Pin Braille-Grafik-Display in Tabelle 7.1 gegenüber gestellt.



**Tabelle 7.1:** Vergleich der Anzahl benötigter Schaltelemente und Zuleitungen für die vorgestellten Ansteuerungskonzepte.

Aufbau	Konzept	Anzahl der Leitungen	Anzahl der Schaltelemente
Braille-Zelle 8 Aktoren	Einzelansteuerung	16 (9) <sup>a</sup>	8
	passive Matrix	6	6
	aktive Matrix	7 / 9 <sup>b</sup>	12
Braille-Zeile 320 Aktoren	Einzelansteuerung	640 (321) <sup>a</sup>	320
	passive Matrix	84	84
	aktive Matrix	85 / 321 <sup>b</sup>	324
Braille-Grafik 40000 Aktoren	Einzelansteuerung	80000 (40001) <sup>a</sup>	40000
	passive Matrix	400	400
	aktive Matrix	401 / 40001 <sup>b</sup>	40200

<sup>a</sup> bei gemeinsamer Masseleitung

<sup>b</sup> mit extern verschalteten Transistoren

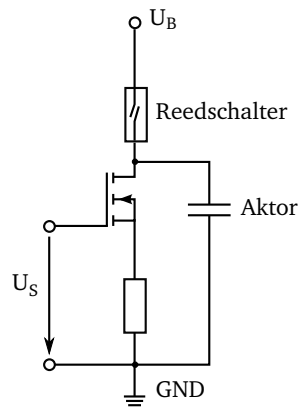
Es ist offensichtlich, dass eine passive Matrix die geringste Anzahl an Schaltelementen benötigt und auch der Verdrahtungsaufwand am geringsten ist. Durch das Übersprechen wird jedoch eine wahrnehmbare bis hin zu störende Auslenkung der eigentlich nicht aktivierten Pins hervorgerufen. Das Konzept wird daher in dieser Anwendung nicht umgesetzt. Für ein sehr großes Aktorfeld bietet dieses Ansteuerungsprinzip jedoch große Vorteile. Dem Übersprechen kann dann beispielsweise durch eine Verringerung der Betriebsspannung und der damit verbundenen geringeren Störwirkung begegnet werden.

Der Aufwand für eine Einzelansteuerung mit gemeinsamer Masseleitung und für eine aktive Matrix, die im Falle der Stapelaktoren aus dem Aktorarray heraus verlagert werden muss, sind vergleichbar hoch. Für den Bau dieses Demonstrators wird eine Einzelansteuerung realisiert, da hierfür weniger Steuersignale erforderlich sind.

Die zum Zeitpunkt des Aufbaus realisierbaren Schichtdicken von 50 µm bedingen eine Betriebsspannung von etwa 1500 V. Die zum Schalten dieser Hochspannung verfügbaren Halbleiter sind für das Schalten großer Energien entwickelt. Die im Sperrzustand möglichen Leckströme können dabei im Mikro- bis Milliampere-Bereich liegen und sind damit größer als der Aktorstrom mit wenigen Mikroampere. Die daraus resultierenden Verluste machen den Einsatz in einem mobilen Gerät unmöglich.

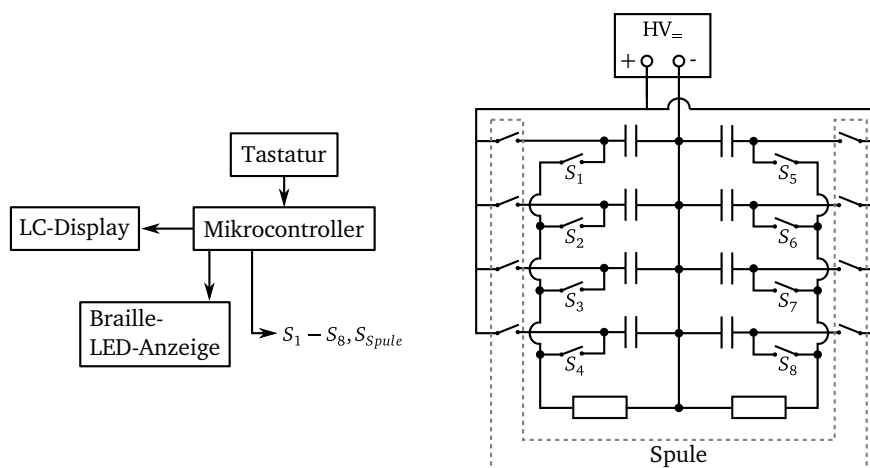
Aus diesem Grund werden die Aktoren nach der in Abbildung 7.3 gezeigten Schaltung betrieben. Das Laden des Aktors erfolgt über einen Reedschalter, die Reedschalter für ein komplettes Braille-Zeichen werden mittels einer einzigen Erregerwicklung geschaltet. Die Aktoren der benötigten Pins werden anschließend über den Transistor entladen, die Pins werden wieder nach oben gedrückt. Ein Vertauschen der beiden Schalter ermöglicht zwar eine energetisch betrachtet geschicktere Lösung, jedoch würde das dazu führen, dass beim Umschalten der Anzeige alle Pins nach oben gehen und anschließend die nicht benötigten wieder abgesenkt werden. Hinsichtlich des Nutzerkomforts stellt also die gewählte Lösung die bessere Wahl dar.

Der gesamte Aufbau zur Steuerung eines Braille-Zeichens ist in Abbildung 7.4 schematisch dargestellt. Die Eingabe der darzustellenden Zeichen erfolgt über eine PC-Tastatur, die an einen Mikrocontroller angeschlossen ist. Dieser steuert sowohl eine optische Kontrollanzeige als auch die Hochspannungsschalter zum Laden und Entladen der Aktoren an. Es können mehrere Zei-



**Abbildung 7.3:** Lade- und Entladeschaltung für einen Aktor mit Reedschalter und n-Kanal-MOSFET.

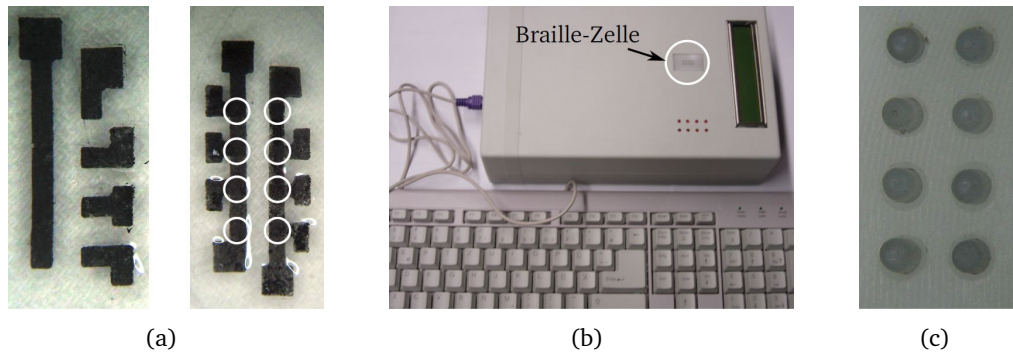
chen eingegeben werden, die dann für eine frei wählbare Anzeigedauer nacheinander dargestellt werden.



**Abbildung 7.4:** Schematischer Aufbau des kompletten Braille-Systems.

Das rotationssymmetrische Aktorlayout ist in Abbildung 7.5(a) nach der ersten und zweiten Elektroden-schicht abgebildet. Die lange senkrechte Elektrode dient dabei als gemeinsame Masseleitung, die wechselweise in der linken und rechten Spalte aufgebracht wird. In den jeweils anderen Schichten werden vier separate Elektroden mit Zuleitung hergestellt. Die acht überschneidenden Regionen sind markiert, an diesen Stellen befinden sich die Aktoren. Den Gesamtaufbau des kompletten Gerätes zeigt Abbildung 7.5(b). Eine Nahaufnahme der acht erhabenen Pins ist in Abbildung 7.5(c) zu sehen. Die Pins können komplett unabhängig voneinander betrieben werden. Die Zeit, um das komplette Display zu löschen und wieder neu zu beschreiben, beträgt unter 500 ms.

Für den realisierten Antrieb werden Stapelaktoren aus 40 Schichten mit einer Filmdicke von jeweils  $50\text{ }\mu\text{m}$ , sowie Stapel mit 70 Schichten und einer Filmdicke von  $30\text{ }\mu\text{m}$  realisiert. Bei einer Aktordehnung von 15 % wird eine Auslenkung von etwa  $300\text{ }\mu\text{m}$  erreicht.



**Abbildung 7.5:** Realisiertes Braille-Display (a) Elektrodenlayout für eine Braille-Zelle (b) Foto des realisierten Demonstrators .

## 7.2 Vibrotaktile Zustandsanzeige

In diesem Abschnitt wird der Aufbau eines taktilen Displays für den Einsatz in einem mobilen Endgerät vorgestellt. Als Anwendungsszenario dient die Bedieneinheit eines MP3-Spielers. Ziel ist es, die möglichen Betriebszustände des Gerätes taktil einem Nutzer darzustellen, so dass dieser den aktuellen Gerätezustand intuitiv erfühlen kann. Zwar erfolgt bei diesem Anwendungsbeispiel auch in den meisten Fällen eine akustische Rückmeldung an den Nutzer, doch sollen die Erfahrungen mit diesem taktilen Display die Möglichkeiten der Darstellungsformen aufzeigen, um sie für neue Anwendungen nutzbar machen zu können. Die Intention für den Aufbau des Displays ist eine intuitivere Bedienung und Steigerung des Benutzerkomforts.

Eine Interaktion zwischen Benutzer und Gerät ohne visuelle Kontrolle ist durch Verwendung eines solchen Displays vorstellbar. Ein besonderes Augenmerk wird dabei auf die Stimulation des Nutzers gelegt: Im Gegensatz zu anderen taktilen Stimulatoren soll der Stapelaktor selbst als Stimulator genutzt werden, d.h. es findet keine Penetration in die Hautoberfläche statt. Die Haut eines auf dem Stimulator befindlichen Fingers kann jedoch zu Schwingungen angeregt werden. Damit sollen die Meissner- und Pacini-Körperchen stimuliert werden, um so die taktile Information wahrnehmen zu können.

### Entwicklung eines Bedienkonzeptes

Das Bedienkonzept ist zunächst lediglich auf die Darstellung der Gerätezustände ausgelegt. Die Tatsache, dass dielektrische Elastomeraktoren grundsätzlich auch als Sensoren genutzt werden können, wird für die Informationsdarstellung berücksichtigt, jedoch noch nicht implementiert. Es gilt also die in Tabelle 7.2 aufgelisteten neun Grundfunktionen, die ein MP3-Spieler ausführen kann, darzustellen. Die Vor- und Zurückspringfunktion sind die beiden einzigen Funktionen, die nur kurzzeitig dargestellt werden, sie dienen damit lediglich als Feedback für eine Eingabe. Alle anderen Zustände können für einen längeren Zeitraum eingenommen werden.

Wie aus Kapitel 2.1.3 hervorgeht, ist die Verwendung vibrotaktile Signale sinnvoll, da so zum einen die Rezeptoren in der Haut bei ihrer maximalen Empfindlichkeit angeregt werden können, zum anderen aber auch die Lokalisierung eines vibrierenden Elementes einfacher ist, als die eines statisch ausgelenkten. In Analogie zu einem Pixel (Bildpunkt) werden die zur Darstellung der taktilen Informationen realisierten Aktorelemente als Taxel bezeichnet.

Für die Darstellung der neun Gerätezustände sind viele Kombinationen unterschiedlicher Anzahl und Anregungsformen der Taxel möglich. Daher werden zunächst die Anregungsformen betrach-

**Tabelle 7.2:** Vom taktilen Display darzustellende Gerätezustände eines MP3-Spielers.

Funktion	Anzeigedauer
Stop	anhaltend
Wiedergabe	anhaltend
Pause	anhaltend
Vorspulen	anhaltend
Titel Vorspringen	kurzzeitig
Zurückspulen	anhaltend
Titel Zurückspringen	kurzzeitig
Lautstärke steigt	anhaltend
Lautstärke sinkt	anhaltend

tet. Um eine Eigenschaftsänderung des vibrierenden Signals eines Taxel darstellen zu können, stehen folgende Möglichkeiten zur Wahl:

1. Frequenz der Auslenkung
2. Amplitude der Auslenkung
3. Pausenzeiten zwischen Anregung

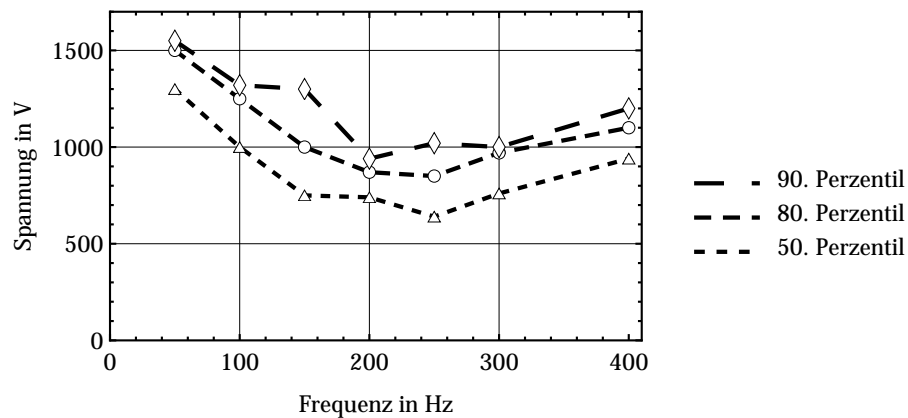
Der damit generierbare Lösungsraum ist durch zwei Extreme eingegrenzt: Werden alle Funktionen mit einem einzigen Taxel dargestellt, muss der Nutzer neun Anregungsformen unterscheiden, vor allem sind diese aber auch entsprechenden Funktionen zuzuordnen. Für die hier beschriebene Anwendung scheint dies wenig intuitiv und wird damit nicht umgesetzt. Wird hingegen jede Funktion in einem einzigen Taxel dargestellt, sind neun Taxel erforderlich. Die damit verbundene örtliche Lokalisierung des aktiven Taxels ist ebenfalls kaum intuitiv und bedienerfreundlich, da entweder ein großes Anzeigefeld abgetastet werden muss oder bei kleinerer Gestaltung der Taxel die Wahrscheinlichkeit des Verwechselns, also der Fehlinterpretation steigt.

Es müssen weitere Kriterien zur Eingrenzung des Lösungsraumes gefunden werden, die zu einer sinnvollen Mehrfachbelegung einzelner Taxel führen. Dazu werden die Bedingungen zur Variation von Frequenz und Amplitude betrachtet. Wie erwähnt, ist die Wahrnehmung eines vibrierenden Stimulus von dessen Eindringtiefe und Frequenz abhängig. Die Vibrationsfrequenz soll daher im Bereiches der maximalen Empfindlichkeit bei 200 – 300 Hz liegen. Um eine Aussage darüber treffen zu können, wie gut Frequenzen in diesem Bereich unterschieden werden können, werden Probandentests durchgeführt.

Hierfür wird ein Taxel mit einer quadratischen Elektrodenfläche (Kantenlänge 5 mm) in Form eines Elastomerstapelaktors mit 20 Schichten und einer Filmdicke von 50 µm verwendet.

Zunächst soll die Wahrnehmungsschwelle überprüft werden. Hier gilt es sicherzustellen, dass die Wahrnehmung allein von der Frequenz und nicht von der Richtung des Stimulus abhängt. Bei der Durchführung positioniert der Proband seinen Finger zunächst auf dem mit maximaler Amplitude vibrierenden Taxel. Anschließend wird die Spannung so weit reduziert, bis der Proband keine Vibration mehr wahrnimmt. Dieser Wert wird als Austrittsschwellwert notiert. Nach einer kurzen Anregungspause wird die Amplitude der Vibration langsam erhöht und entsprechend der Eintrittsschwellwert notiert. Dieser Test wird an insgesamt 15 Probanden durchgeführt. Da bei diesem Test nur die Amplitudenwerte der anregenden sinusförmigen Spannung notiert werden können, ist eine Aufnahme des Auslenkungsfrequenzganges des Aktors notwendig. Dieser ist für den verwendeten Aktor bereits in Kapitel 5.1.3 vorgestellt (Abbildung 5.7).

Die frequenzabhängige Wahrnehmungsschwelle für die ermittelten Spannungswerte ist in Abbildung 7.6 über der mechanischen Frequenz dargestellt. Es ist erkennbar, dass die notwendige Auslenkung ihr Minimum im Bereich der maximalen Empfindlichkeit besitzt. Dies stimmt genau mit den bekannten Werten der Literatur überein (siehe auch Abbildung 2.10) [Hug35].



**Abbildung 7.6:** Ermittelte Perzentile der zur Wahrnehmung benötigten Aktorspannung bei unterschiedlichen Frequenzen.

Um das Ergebnis zu stützen, werden zwei weitere Tests durchgeführt. Die Frequenz für die maximale Empfindlichkeit kann jeder Proband im Bereich von 15 – 300 Hz bei einer vorgegebenen Spannungsamplitude von 900 V selbst ermitteln. Außerdem wird überprüft, welche Maximalfrequenz noch wahrnehmbar ist. Die Ergebnisse in Form der Mittelwerte aus 15 Versuchen und den zugehörigen Standardabweichungen sind in Tabelle 7.3 gezeigt. Die Frequenz der maximalen Empfindlichkeit ist damit im Bereich zwischen 200 Hz und 250 Hz bestätigt und entspricht den Werten der Literatur [KBYR95]. Die maximal wahrnehmbare Frequenz soll bis zu 10 kHz betragen, wobei eine Unterscheidung der Frequenz von Vibrationen ab einer Frequenz von 320 Hz zunehmend schwieriger wird [Bro90]. Aufgrund der zu kleinen Auslenkung von unter 1  $\mu\text{m}$  des Aktors bei der vorgegebenen Betriebsspannung und den hohen Frequenzen kann mit diesem Aktor keine Stimulation in diesem Frequenzbereich mehr erfolgen. Details zu den Ergebnissen der einzelnen Probanden sind in Anhang G dokumentiert.

**Tabelle 7.3:** Ergebnisse der Wahrnehmung eines Taxels.

Test	Mittelwert	Standardabweichung
Frequenz maximaler Empfindlichkeit	209 Hz	37 Hz
maximal wahrnehmbare Frequenz	660 Hz	84 Hz

Eine Anregung bei der Frequenz der höchsten Empfindlichkeit ist damit möglich. Eine Informationskodierung in Form einer unterschiedlichen Frequenz ist unter Berücksichtigung der aufgenommenen Wahrnehmungsschwelle nur schwer möglich. Aufgrund der stark ansteigenden benötigten Auslenkung bei niederen und höheren Frequenzen kann lediglich bei 125 Hz eine zweite Anregung sinnvoll realisiert werden. Kleinere Frequenzunterschiede sind nur sehr schwer zu unterscheiden. Auf eine Variation der Amplitude wird verzichtet, da diese als Intensitätsänderung wahrgenommen wird, die auch mit der Variation der Frequenz einhergeht und mit dieser leicht zu verwechseln ist.

Eine Taxelgröße von 25 mm<sup>2</sup> hat sich bei den Tests bewährt, sie ist nach der Rezeptorfläche an den Fingerspitzen ausgelegt. Deutlich kleinere Taxel werden erst bei größeren Auslenkungsamplituden

wahrgenommen, von einer Vergrößerung der Taxelfläche sind keine weiteren Verbesserungen zu erwarten.

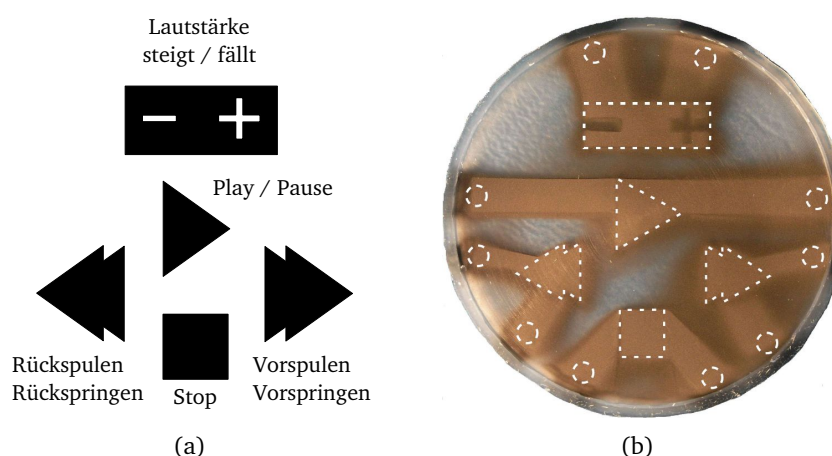
Um die Gesamtfläche des vibrotaktilen Displays klein und damit leicht abtastbar zu gestalten, wird die Anzahl der Taxel auf fünf beschränkt. Somit kann bei einer Berührfläche eines tastenden Fingers von  $150 \text{ mm}^2$  leicht jedes Element berührt und somit der Stimulus geortet werden.

Die Gewährleistung einer leichten Bedienbarkeit erfordert eine Beschränkung der Funktionen je Taxel. Die maximale Anzahl an darzustellenden Zuständen wird daher auf vier und die unterschiedlichen Pausenzeiten-Muster auf zwei je Taxel begrenzt. Die resultierenden Anforderungen sind in Tabelle 7.4 zusammengefasst.

**Tabelle 7.4:** Anforderungen an das Display Konzept.

Art	Wert
Maximale Anzahl an Zuständen je Taxel	4
Maximale Taxelanzahl	5
Vibrationsfrequenzen	250 Hz (125 Hz)
Amplitude	konstant
Maximale Pausenzeiten-Muster je Taxel	2

Die intuitive Bedienbarkeit lässt sich am leichtesten realisieren, indem auf bereits bekannte Lösungen zurück gegriffen wird. Die Gestaltung des Displays ist in Abbildung 7.7(a) dargestellt. Die Funktionen Pause und Wiedergabe, sowie die Spul- und Titelsprungfunktionen sind jeweils doppelt belegt, ebenso wie das leicht abgesetzte Taxel für Lautstärkenänderungen. Dieses wird seltener verwendet und kann vor allem in Verbindung mit einer Eingabe über das Taxel sinnvoll als Feedback für die Betätigung eingesetzt werden. Die Formgebung der Taxel ermöglicht jedem Nutzer ein sofortiges Verständnis. Hinsichtlich der Wahrnehmung ist mit keiner Auswirkung zu rechnen, da die Wahrnehmung für Frequenzen größer 100 Hz von der Form des Stimulators unabhängig ist [Pon08]. Mit Ausnahme der doppelten Aktorfläche des Lautstärketaxels haben alle Taxel eine Fläche von  $25 \text{ mm}^2$ . Abbildung 7.7(b) zeigt einen hergestellten Aktor, der noch nicht kontaktiert ist. Dies erfolgt an den nach außen geführten Zuleitungen, damit im mittleren Bereich keine störenden Erhebungen eingebracht werden.



**Abbildung 7.7:** Layout des vibrotaktilen Displays: (a) Schematische Darstellung mit zugeordneten Gerätefunktionen. (b) Foto des realisierten Demonstrators mit gekennzeichneten Taxeln und kreisförmig markierten Kontaktierungsbereichen.

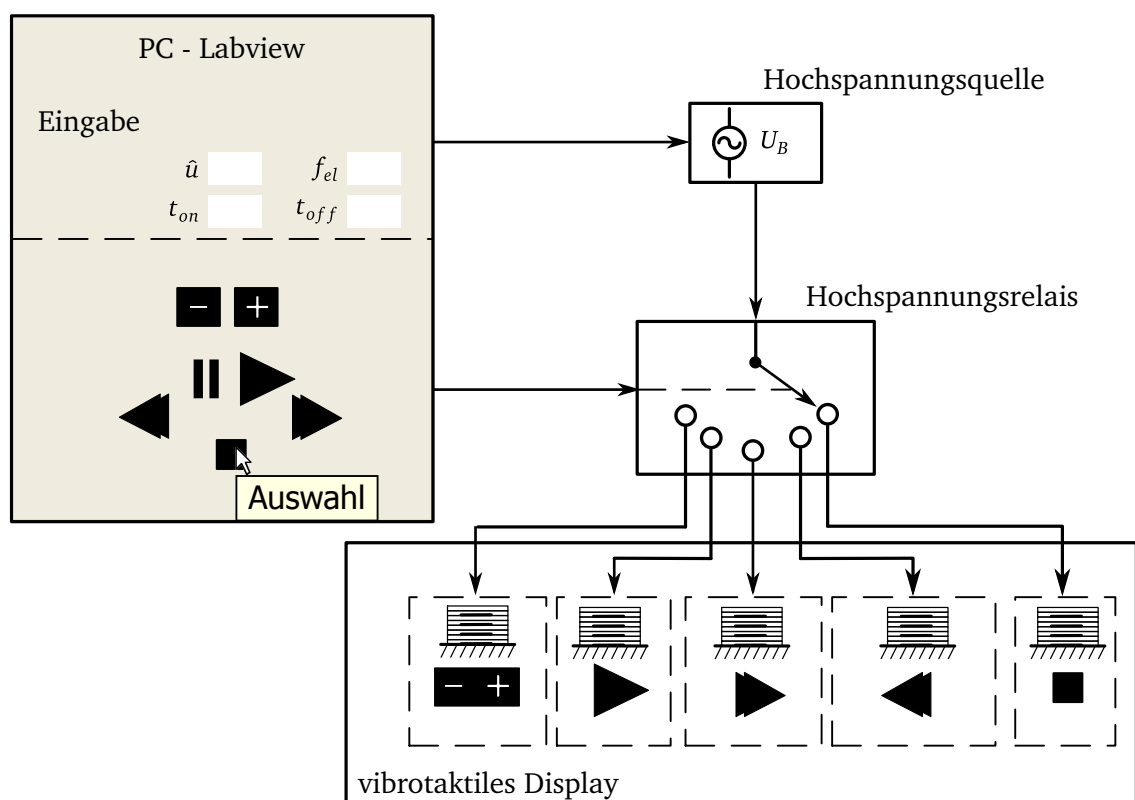
In diesem Layout sind mehrere Aktoren hergestellt, für unterschiedliche Betriebsspannungen mit den jeweiligen Schichtdicken und deshalb auch mit unterschiedlicher Schichtanzahl. Eine Übersicht der hergestellten Typen liefert Tabelle 7.5.

**Tabelle 7.5:** Aktorparameter für das vibrotaktile Display.

Parameter	Wert		
max. Betriebsspannung	1200 V	900 V	600 V
Schichtdicke $z_0$	40 $\mu\text{m}$	30 $\mu\text{m}$	20 $\mu\text{m}$
Schichtanzahl $n$	30	40	50

### Ansteuerung des vibrotaktilen Displays

Trotz der zuvor vorgenommenen Einschränkungen hinsichtlich der Darstellungsformen für das Design des Displays können die realisierten Taxel noch vielfältig angesteuert werden. Dieser Flexibilität soll auch die Ansteuerung gerecht werden. Diese erfolgt über ein in LabVIEW® realisiertes Steuerprogramm, das sowohl die Betriebsspannung hinsichtlich Amplitude und Frequenz regelt, aber auch den anzusteuern Taxeln frei wählbare Pulsmuster zuordnen kann. Eine schematische Übersicht bietet Abbildung 7.8.



**Abbildung 7.8:** Programmierung und Ansteuerung des vibrotaktilen Displays.

Nach Eingabe der Darstellungsparameter für die einzelnen Funktionen können diese per Mausklick oder ein unter dem Display befestigtes Eingabefeld mit Mikrotastern erfasst und auf dem Display dargestellt werden. Eine externe Schaltung gibt die gewählte Anregungsspannung über Hochspannungsrelais auf die Taxel frei, bzw. kann diese entsprechend der konfigurierten Pulszeiten schalten.

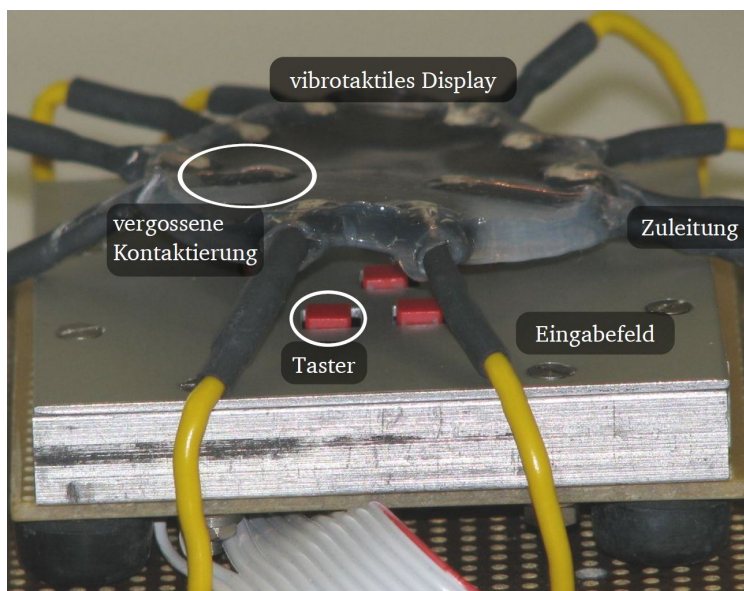


Das Grundkonzept sieht eine Funktionszuordnung gemäß Tabelle 7.6 vor. Die Spannungsamplitude wird an die Filmdicke der Aktoren angepasst, weiterhin wird eine feste Frequenz von 250 Hz gewählt. An dieser Stelle sei noch einmal auf dem im vorigen Kapitel erläuterten Effekt der Frequenzverdopplung der Vibration gegenüber der anregenden Spannung hingewiesen, für die Vibration mit einer Frequenz von 250 Hz ist eine elektrische Spannung mit einer Frequenz von 125 Hz erforderlich.

**Tabelle 7.6:** Zuordnung der Taxel und Anregungsformen zu den Funktionen.

Zustand	Taxel	Anregung
Stop	Stop	kontinuierliche Anregung
Wiedergabe	Play	kontinuierliche Anregung
Pause	Play	schnelle Pulsfolge
Vorspulen	Vor	kontinuierliche Anregung
Titel Vorspringen	Vor	drei Pulse
Zurückspulen	Zurück	kontinuierliche Anregung
Titel Zurückspringen	Zurück	drei Pulse
Lautstärke steigt	+-	schnelle Pulsfolge
Lautstärke sinkt	+-	langsame Pulsfolge

Abbildung 7.9 zeigt das Foto eines kontaktierten Displays, das vom Eingabefeld angehoben ist. Die unter den Aktoren ausgerichteten Taster sind dadurch zu erkennen. Mit diesem Ein- und Ausgabemodul kann der Nutzer mit dem Display interagieren. So kann er beispielsweise das vibrierende Play-Taxel lokalisieren und durch Drücken in den Pause-Modus wechseln.



**Abbildung 7.9:** Programmierung und Ansteuerung des vibrotaktilen Displays.

### Eignung für mobile Anwendungen

Die Aktoren sind mit einem Eigengewicht von 3,2 g mitsamt der Kontaktierung sehr leicht und benötigen mit einem Volumen von 2,5 cm<sup>3</sup> nur einen geringen Bauraum. Unter diesem Aspekt sind sie für den mobilen Einsatz prädestiniert. Inwieweit dieses auch für den Energiebedarf gilt,

wird im Folgenden untersucht. Die Messungen sind an einem Aktor bestehend aus 40 Schichten mit einer Filmdicke von 30  $\mu\text{m}$  Schichten durchgeführt. Die dargestellten Ergebnisse beziehen sich auf das „Play“-Taxel, sind an den Spul- und Stop-Taxeln aber vergleichbar. Im Betrieb dieses Aktors werden die in Tabelle 7.7 angegebenen Werte gemessen. Dabei handelt es sich jeweils um das arithmetische Mittel aus zehn Messungen.

**Tabelle 7.7:** Für das Play-Taxel aufgenommene Messwerte.

Parameter	Messwert
Versorgungsspannung $\hat{u}$	497,9 V
Strom $\hat{i}$	135 $\mu\text{A}$
Phasenwinkel $\varphi$	89,53°

Die sinusförmige Eingangsspannung ruft einen entsprechend phasenverschobenen Strom hervor. Mit einem Phasenwinkel von fast 90° stellt der Aktor tatsächlich eine fast rein kapazitive Last dar. Bei deutlich schlechter leitfähigen Elektroden oder einer höheren Aktorkapazität ergibt sich eine entsprechende Verringerung des Phasenwinkels und damit eine Erhöhung der Verluste im Aktor. Mit den in Tabelle 7.7 gemessenen Werten ergeben sich rechnerisch die in Tabelle 7.8 aufgeführten Leistungsanteile. Details zur Berechnung der Leistung sind in Anhang F dokumentiert.

**Tabelle 7.8:** Berechnete elektrische Leistungsdaten.

Parameter	Wert
Wirkleistung $P$	0,27 mW
Blindleistung $Q$	33,6 mvar
Scheinleistung $S$	33,6 mVA

## Funktionstest

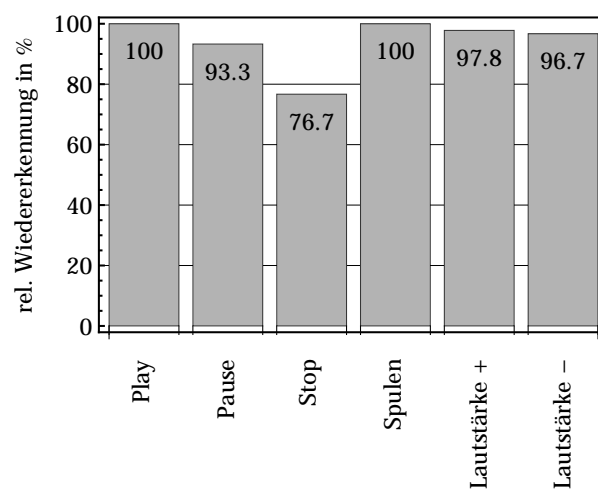
Dank der Flexibilität in der Ansteuerung kann mit dem aufgebauten System eine Reihe von Tests durchgeführt werden, mit deren Hilfe die Gestaltung der Anregungsformen immer weiter verbessert werden kann. Da neben der kontinuierlichen Stimulation vor allem mit Pulsmustern gearbeitet wird, ist deren Einfluss näher untersucht worden [Hau09]. Dabei werden die Vibrationszeit  $t_{\text{on}}$  und Pausenzeit  $t_{\text{off}}$  variiert. Die wichtigsten Ergebnisse sind im Folgenden zusammen gefasst:

- Ausgehend von einer gleichen Vibrations- und Pausenzeit kann eine Veränderung einer der beiden Zeiten schon im Bereich weniger Millisekunden wahrgenommen werden.
- Werden zwei unterschiedlich lange Vibrations- und Pausenzeiten einander angeglichen, so wird bei deutlich größeren Unterschieden (Faktor 15) schon eine Angleichung empfunden.
- Die Beträge der oberen Abweichungen korrelieren mit der absoluten Pulsdauer, je länger die Pulse sind, desto größere Abweichungen werden nicht erkannt.

Bei diesen ersten Tests können nur grobe Zusammenhänge ermittelt werden, hinsichtlich des überschaubaren darzustellenden Funktionsumfangs sind diese jedoch schon ausreichend. Basierend auf diesem System lassen sich selbstverständlich noch viele Tests zur Untersuchung der menschlichen Wahrnehmung realisieren.

Es ist jedoch eindeutig identifiziert, dass durch das Pulsen der Vibration und eine Variation der Pulszeiten wesentlich mehr vom Benutzer unterscheidbare Signale generierbar sind, als durch Variation der Vibrationsfrequenz.

In einem abschließenden Versuch wird untersucht, wie gut Probanden die unterschiedlichen Zustände des Displays erkennen können. Dafür wird jedem Probanden zu Beginn des Versuchs jeder Zustand vorgestellt. Die Testperson hat so die Möglichkeit die vibrotaktilen Signale für jeden Zustand wahrzunehmen und sich diese zu „merken“. Im nächsten Schritt muss der Proband die zufällig dargestellten Zustände des Displays erkennen. Hierzu muss er die Lage des Aktors und die Signalform richtig zuordnen. Die relative Häufigkeit der richtig erkannten Zustände ist in Abbildung 7.10 dargestellt. Die Zustände Vor- und Zurückspringen, sowie Vor- und Zurückspulen sind hier als jeweils ein Zustand betrachtet. Die Ergebnisse der Versuchsdurchführung sind in Anhang G dokumentiert.



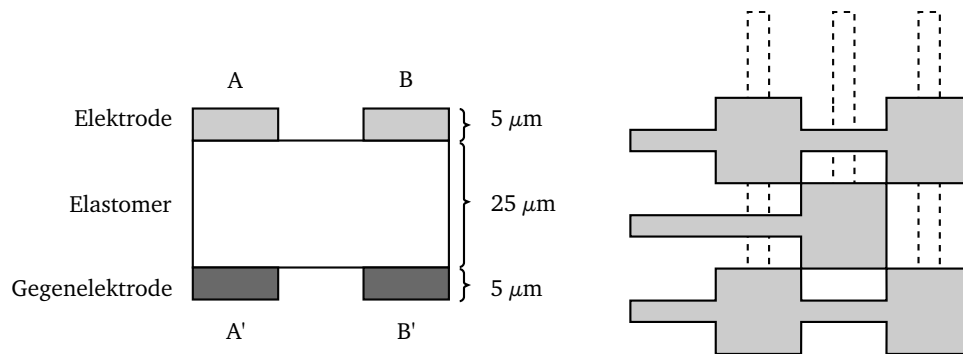
**Abbildung 7.10:** Wiedererkennungsraten der dargestellten Gerätezustände.

Aufgrund der sehr hohen Wiedererkennungsraten wird deutlich, dass das Display bereits gut funktioniert. Am häufigsten wird der Zustand „Stop“ falsch interpretiert. Eine genauere Analyse zeigt, dass dieser fast immer mit dem „Wiedergabe“-Zustand verwechselt wird. Diese beiden Zustände besitzen die selbe Signalform und liegen unmittelbar übereinander. Eine Verbesserung lässt sich also leicht durch eine Veränderung des Stop-Signals oder einen zusätzlichen taktilen Marker zwischen beiden Taxeln realisieren.

### 7.3 Taktile Mensch-Maschine-Schnittstelle

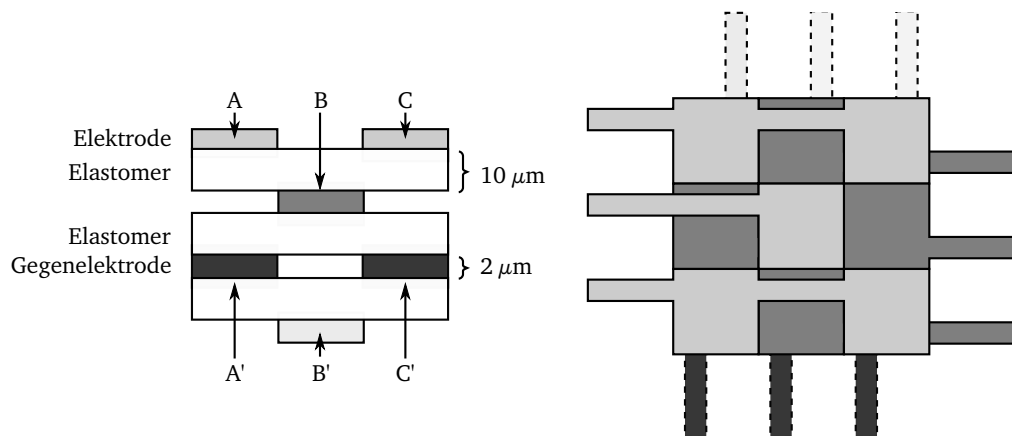
Eine konsequente Weiterentwicklung der beiden vorangegangenen taktilen Displays stellt ein Display mit einer frei konfigurierbaren Oberfläche dar. Dabei werden die einzelnen Taxel auf das Maß der Zweipunktschwelle von etwa 1 mm reduziert. Abbildung 7.11 zeigt die von einer dielektrischen Schicht getrennten Elektrodenpaare, die in einer Matrixstruktur angeordnet sind. Der Abstand der Elektroden in einer Zeile entspricht dabei der Kantenlänge der Elektrode. Zwar lassen sich die Abstände auf ein geringeres Maß reduzieren, es bleibt jedoch immer ein passiver Steg zwischen den Elementen (Abbildung 3.14). Dieser bleibt auch dann fühlbar zurück, wenn alle angrenzenden Aktoren aktiviert sind.

Mit der entwickelten Technologie zur Herstellung von Aktoren mit Filmdicken unter 10 µm ist es möglich, die Elektroden direkt aneinander zu platzieren. Befinden sich nämlich benachbarte



**Abbildung 7.11:** Dichte Elektrodenstruktur in Matrixanordnung für ein taktils Display.

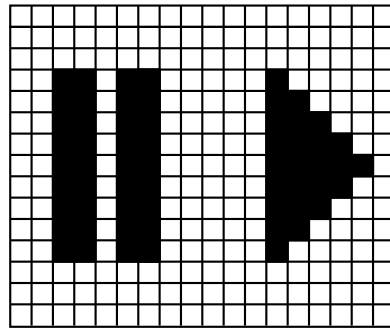
Elektroden A und B in unterschiedlichen Schichten, so können diese weiterhin separat angesteuert werden, werden jedoch beide aktiviert, bleibt kein passiver Rand stehen. Wie in Abbildung 7.12 zu sehen ist, sind die Elektrodenpaare (A-A' und B-B') jetzt jeweils von zwei dielektrischen Filmen getrennt. Bei den angegebenen Filmdicken ist es sogar möglich, die Betriebsspannung aus dem vorigen Beispiel beizubehalten (ca. 600 V).



**Abbildung 7.12:** Frei konfigurierbare taktile Oberfläche.

Da die Filme noch dünner herstellbar sind, können die Elektroden auch in vier Ebenen verteilt werden, ohne dass eine Erhöhung der Betriebsspannung erforderlich ist. Dieses Konzept ermöglicht damit die Herstellung eines Displays, das ähnlich einem Punkt-Matrix-Display in diskrete Taxel unterteilt ist, die beliebig miteinander kombiniert werden können. Es lassen sich damit Elemente unterschiedlicher Größe und Form darstellen, wie in Abbildung 7.13 skizziert. Der Betrieb der Aktoren kann dabei weiterhin statisch und dynamisch sein, d.h. es entsteht ein taktils oder vibrotaktils Display. Wenn die einzelnen Taxel die Größe der Zweipunktschwelle erreichen, lässt sich mit diesem Display ein extrem großes Spektrum taktiler Stimulation realisieren. Dies ist in dieser Form nur durch den Einsatz der Multilayer-Technologie von dielektrischen Elastomeraktoren möglich.

Die Ansteuerung solch großer Aktormatrizen erfolgt, wie in Abschnitt 7.1 erläutert, am besten in einer passiven Matrix-Struktur. Aus diesem Grund wird im folgenden Abschnitt der Aufbau großflächiger Aktormatrizen näher betrachtet und analysiert. Daran schließt eine Betrachtung der Sensorfunktion von dielektrischen Elastomerstapelaktoren an. Diese ist für den Aufbau einer taktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle unabdingbar.



■ aktives Taxel □ passives Taxel

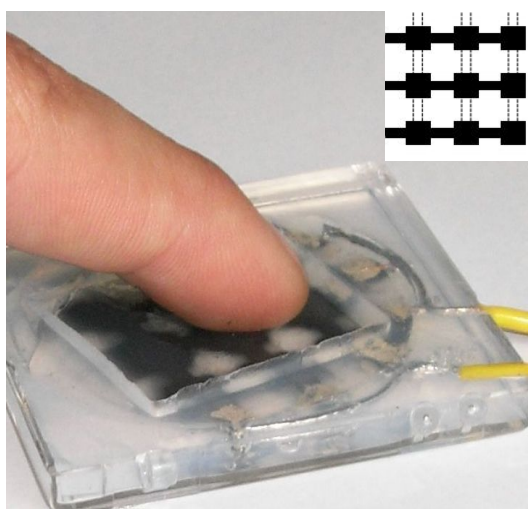
**Abbildung 7.13:** Gruppen von Taxeln können in der frei konfigurierbaren Oberfläche zu aktiven Einheiten kombiniert werden.

### 7.3.1 Aktormatrix-Design

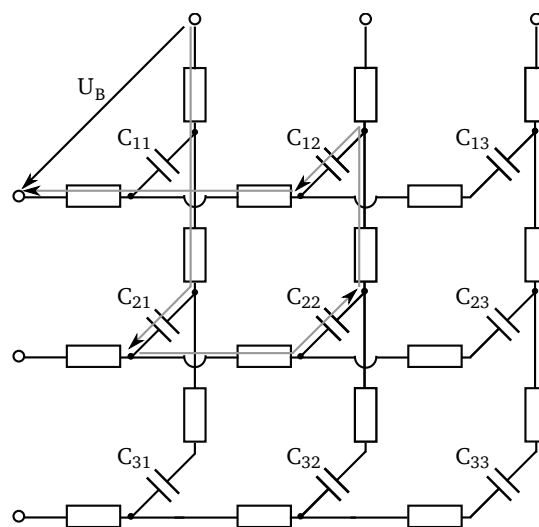
Der Aufbau von Stapelaktoren in Matrix-Strukturen erlaubt die höchste Dichte unabhängiger Aktoren auf einer definierten Fläche. Die einfachste Ansteuerung einer solchen Matrix erfolgt über eine passive Matrix, also einer Adressierung in Zeilen und Spalten, da für jede Zeile und jede Spalte je ein Schalter angeschlossen werden muss. Damit werden bei dieser Lösung auch am wenigsten Steuersignale und Zuleitungen benötigt. Allerdings sind diesem Aufbau auch zwei Nachteile eigen, zum einen ist dies das erwähnte Übersprechen, zum anderen die unter Umständen unterschiedlichen Zeitkonstanten der Aktorelemente.

#### Übersprechen

Abbildung 7.14(a) zeigt ein taktils Display in einer 3 x 3-Matrix. Werden die Widerstände der Elektroden selbst in die Zuleitungen zu den jeweiligen Aktorelementen integriert, so ergibt sich das elektrische Ersatzschaltbild nach Abbildung 7.14(b).



(a)



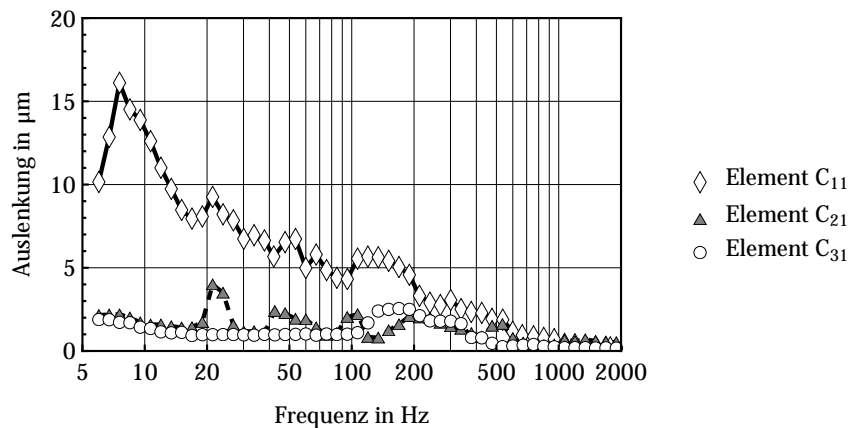
(b)

**Abbildung 7.14:** Betrachtung einer passiven Matrix-Ansteuerung: (a) Aktor mit schematischem Elektrodenlayout. (b) Zugehöriges elektrisches Ersatzschaltbild.

An diesem Beispiel wird deutlich, dass an den benachbarten Aktorelementen, die durch die Kondensatoren abgebildet werden, jeweils  $1/3$  der Betriebsspannung abfällt. Der in Abbildung 7.14(b) eingezeichnete Pfad entlang der drei benachbarten Kapazitäten verdeutlicht diese parallele Kapazität, die einer Serienschaltung der Kondensatoren  $C_{21}$ ,  $C_{22}$  und  $C_{12}$  entspricht. Entsprechend des eingezeichneten Umlaufs können an den anderen Aktorelementen ebenfalls Spannungsabfälle berechnet werden, allerdings werden diese mit zunehmender Entfernung vom aktiven Element kleiner.

Für die gezeigte Aktormatrix wird daher ein Aktorfrequenzgang aufgenommen, bei dem das  $C_{11}$ -Element an die Spannungsquelle angeschlossen wird. Für diese Konfiguration werden insgesamt drei Messungen durchgeführt, nämlich an dem  $C_{11}$ -Element selbst, sowie an den Elementen  $C_{21}$  und  $C_{31}$ . Die erhaltenen Auslenkungsfrequenzgänge sind in Abbildung 7.15 gezeigt. Zur Interpretation dieser Messwerte dient Abbildung 7.6, in der die Wahrnehmungskennlinie für eines dieses Aktorelemente aufgenommen ist.

Aufgrund der quadratischen Abhängigkeit des elektrostatischen Druckes von der Betriebsspannung erzeugt der parasitäre Spannungsabfall von  $1/3U_B$  nur  $1/9$  des elektrostatischen Druckes. Die resultierenden Auslenkungen sind, wie von der Messung bestätigt, deutlich niedriger.



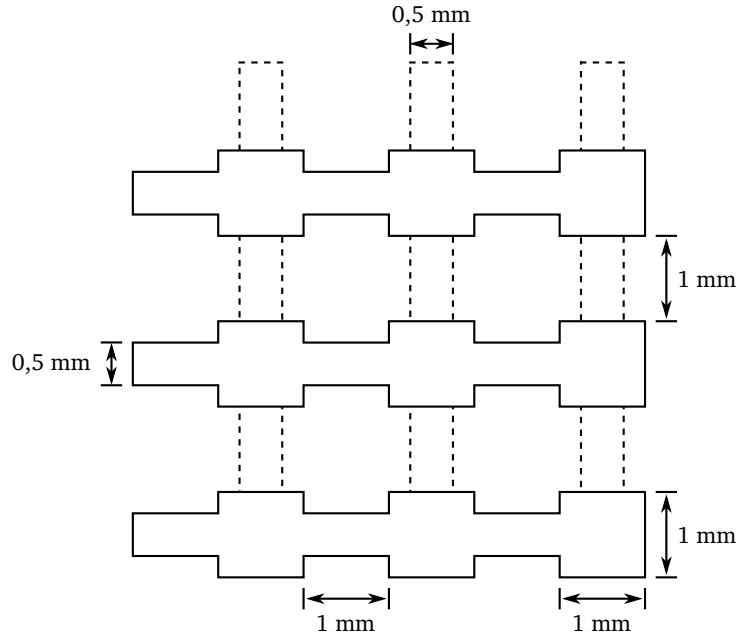
**Abbildung 7.15:** Übersprechen an den Elementen  $C_{21}$  und  $C_{31}$ , die Betriebsspannung liegt bei allen drei Messungen nur an Element  $C_{11}$  an.

Für den Einsatz einer passiven Matrix-Struktur mit sehr kleinen Elementen kann das Übersprechen dazu führen, dass die Auflösungsgrenze zweier benachbarter Punkte gestört wird. Bei größeren Elementen ist der Unterschied in der Amplitude der Auslenkung so groß, dass eine eindeutige Zuordnung möglich ist.

### Größe der Matrix

Eine kritischere Randbedingung ist hingegen die Größe der Matrix. In einer  $m \times l$ -Matrix unterscheiden sich die Zuleitungswiderstände der einzelnen Aktorelemente. Für das  $C_{11}$ -Element ergibt sich der kleinste, für das  $C_{ml}$ -Element hingegen der längste Zuleitungsweg. Bei einer klassischen Matrixanordnung sind die Abstände zwischen den Aktorelementen genauso groß wie die Aktorelemente, die Zuleitungen sind entsprechend kleiner. Abbildung 7.16 zeigt eine  $3 \times 3$ -Matrix, an der beispielhaft die Zuleitungswiderstände und die daraus folgenden Konsequenzen ermittelt werden.

Wird die Elektrode jeweils als vollständiges Widerstandselement berücksichtigt, ergibt sich für das  $C_{11}$ -Element für die Zuleitung der Zeile  $\frac{l}{b} = 2$  und für die Elektrode  $\frac{l}{b} = 1$ , gleiches gilt für die



**Abbildung 7.16:** Dimensionierung der Taxel für ein taktils Display.

Spalte auf der Unterseite. Damit ergibt sich ein Widerstand von  $R_{\text{paar}} = (3 + 3) \cdot R_{\square}$ . Der Graphitwiderstand für eine Zuleitung beträgt  $3 \cdot R_{\square}$ , der Kontaktwiderstand sei vernachlässigt. Unter Berücksichtigung der Ergebnisse der Modellbildung in Kapitel 6.1 wird der resultierende Aktorwiderstand  $R_{\text{Aktor}}$  für einen Aktor mit  $n$  dielektrischen Filmen nach Gleichung (7.1) berechnet.

$$R_{\text{Aktor}} = \frac{1}{n} \cdot 4 \cdot (3 \cdot R_{\square}) \quad (7.1)$$

Für eine beliebig große  $m \times l$ -Matrix ergibt sich der größte Aktorwiderstand nach Gleichung (7.2).

$$R_{\text{Aktor}} = \frac{1}{n} (2(3 \cdot m \cdot R_{\square}) + 2(3 \cdot l \cdot R_{\square})) = \frac{6R_{\square}}{n} (m + l) \quad (7.2)$$

Mit der Zeitkonstante eines Stapelaktors nach Gleichung (6.3), kann der maximale Aktorwiderstand berechnet werden. Um einen Einschwingvorgang näherungsweise abzuschließen werden  $5\tau$  benötigt. Für den Lade- und Entladevorgang eines Aktors ergibt das insgesamt  $10\tau$  pro Periode. Bei einer elektrischen Frequenz von 1 kHz und damit einer Periodendauer von 1 ms muss daher  $\tau \leq 100 \mu\text{s}$  gelten. Die Fläche der Aktoren beträgt  $1 \text{ mm}^2$  und die Filmdicke  $20 \mu\text{m}$ . Da die Schichtanzahl das elektrische dynamische Verhalten nicht beeinflusst, wird hierfür kein Wert benötigt.

Der maximale Flächenwiderstand, bei dem eine  $m \times l$ -Aktormatrix an jedem Element noch ein Eingangssignal mit einer Frequenz von 1 kHz überträgt, ergibt sich mit Gleichung (7.3)

$$6R_{\square}(m + l) \leq \frac{\tau}{\epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{z_0}} \quad (7.3)$$



---

Für die oben angegebenen Werte folgt Gleichung (7.4).

$$(m + l)R_{\square} \leq 12,55M\Omega \quad (7.4)$$

Bei einem mit Graphitpartikeln realisierbaren Flächenwiderstand von  $R_{\square} = 10 \text{ k}\Omega$  kann eine Matrixgröße von  $627 \times 627$  Elementen realisiert werden.

---

### 7.3.2 Integration der Sensorfunktion

---

Grundsätzlich sind die meisten elektroaktiven Polymere auch als Sensoren verwendbar. Ionische Polymeraktoren besitzen dabei den Vorteil, dass durch eine Deformation des Polymers die Ladungsverteilung gestört wird und somit neue Ladungen generiert werden.

TAKAGI u. a. zeigen den Einsatz eines IPMC-Biegebalkens, der als Sensor eingesetzt wird. Durch die Deformation kommt es zu einer Veränderung des Ladungsgleichgewichtes, die Ausgleichströme werden über eine Strommessung erfasst. Die geringe Störanfälligkeit dieses Sensorprinzips wird lediglich durch den Nachteil der kleinen Maximalfrequenzen beschränkt. Bei Messungen mit einer Deformation der Biegerspitze bei Frequenzen von 0,01 Hz bis 100 Hz werden Ströme mit einer Amplitude bis zu 1 mA gemessen. Der messbare Strom  $i_s(t)$  verhält sich proportional zur Geschwindigkeit  $\dot{w}_a$  des Biegers und kann durch Gleichung (7.5) beschrieben werden [Tak+08].

$$i_s(t) = \frac{3 L_y h^2}{8 L_x} \frac{\lambda}{\kappa} \dot{w}_a(t) \quad (7.5)$$

Dabei repräsentieren  $\lambda$  und  $\kappa$  Modellparameter,  $L_x$ ,  $L_y$  und  $h$  die Abmessungen des Balkens.

Vergleichbare Ergebnisse werden von JOHN u. a. für einen dreilagigen Bieger aus Polypyrrol, ein leitfähiges Polymer, präsentiert. Bei Frequenzen bis 40 Hz kann der gemessene Strom in linearer Abhängigkeit zur Amplitude der Auslenkung des Biegers beschrieben werden [Joh+08].

Bei der Verwendung von dielektrischen Elastomeraktoren hingegen wird die Veränderung der Kapazität des Aktors gemessen. GISBY u. a. steuern beispielsweise den Aktor über eine Pulsweitenmodulation (PWM) bei einer Frequenz von 100 Hz an. Diese liegt oberhalb der mechanischen Resonanz der Aktoren, um keine ungewollte Auslenkung zu erzeugen. Mit einem externen Spannungsteiler parallel zum Aktor wird die Aktorspannung bestimmt. Dadurch wird bei einer Betriebsspannung von 6 kV und einem Parallelwiderstand von  $100,2 \text{ M}\Omega$  ein permanenter Entladestrom von bis zu  $60 \text{ }\mu\text{A}$  hervorgerufen. Ein zusätzlicher Serienwiderstand zur Messung des Aktorstromes verschlechtert weiterhin das dynamische Verhalten der Aktoren [Gis+08].

An diesem Beispiel wird die wichtigste Anforderung für die Integration einer Sensorfunktion der dielektrischen Elastomerstapelaktoren in eine taktile Mensch-Maschine-Schnittstelle deutlich. Die Auswertung der Aktorkapazität darf keine Rückwirkung auf den Aktorbetrieb haben, da dies die dargestellten Informationen verändern kann. Zur Ermittlung der weiteren Anforderungen an das Sensorsystem sind in Tabelle 7.9 typische Werte für einen explorativ tastenden menschlichen Fingers angegeben, der durch den resultierenden Druck ebenfalls eine Kapazitätsänderung verursacht.

Mit diesen Werten lassen sich die zu messenden resultierenden Kapazitätsänderungen bestimmen, die aus den folgenden drei Betriebsszenarien des Sensorfeldes resultieren:

**Tabelle 7.9:** Typische Werte eines tastenden menschlichen Fingers.

Eigenschaft	Minimalwert	häufigster Wert	Maximalwert
Kraft in N [CTG99]	0,3	1,1	4,5
Auflagefläche in mm <sup>2</sup> [HK99]	128	172	258
berechneter Druck in kPa	2,3	6,4	17,4

- **Aktorbetrieb**

Im reinen Aktorbetrieb wird für eine angenommene Deformation von 10 % ein elektrostatischer Druck von etwa 26 kPa generiert. Die Ansteuerung erfolgt statisch oder dynamisch bis zu einer Vibration mit einer Frequenz von  $f_{\text{mech}} = 300$  Hz.

- **Druck des Nutzers**

Der Finger eines Nutzers ertastet die Oberfläche, bzw. tätigt eine Eingabe. Es ergeben sich nach Tabelle 7.9 ein minimaler Druck von 2,3 kPa und ein maximaler Druck von 17,4 kPa. Die mit einem Finger höchste ausführbare Vibration hat eine Frequenz von etwa 10 Hz.

- **Aktor- und Nutzerdruck**

Der größte Druck entsteht bei der Überlagerung eines maximal drückenden Fingers auf ein Element, das gleichzeitig voll angesteuert wird.

Aus dem minimalen Druck  $T_{\text{min}} = 2,3$  kPa und einem uniaxialen Kompressionsmodul von  $Y_C = 260$  kPa des Aktors resultiert eine Dehnung von  $S_z \approx 0,9$  %. Aus dem maximalen Druck  $T_{\text{max}} = 43,4$  kPa folgt eine Dehnung von  $S_z \approx 16,7$  %.

Für die Berechnung der Kapazitätsänderung eines Elastomerstapelaktors gilt allgemein Gleichung (7.6). Unter Berücksichtigung des Zusammenhanges zwischen Flächen- und Längsdehnung kann die relative Kapazitätsänderung eines Aktors nach Gleichung (7.7) bestimmt werden.

$$C_0 + \Delta C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A + \Delta A}{z - \Delta z} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A(1 + S_A)}{z(1 - S_z)} \quad (7.6)$$

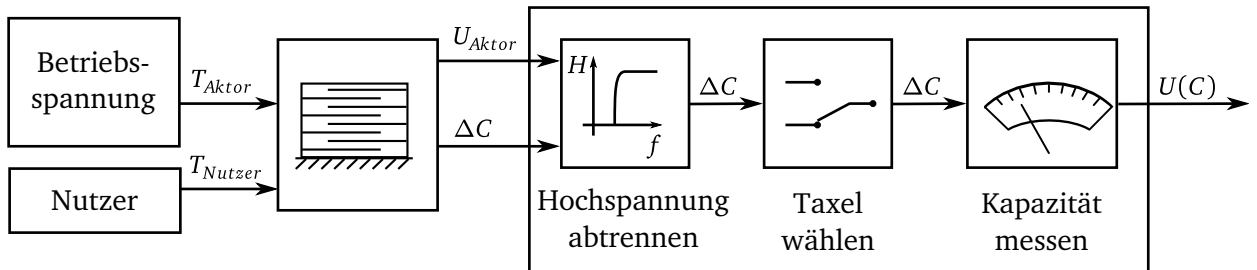
$$\frac{\Delta C}{C_0} = \frac{1}{(1 - S_z)^2} - 1 \quad (7.7)$$

In Tabelle 7.10 sind die aus dem minimalen und maximalen Druck resultierenden relativen Kapazitätsänderungen sowie die Kapazitätsänderungen eines Stapelaktors, der aus 50 Schichten aufgebaut ist, ersichtlich. Alle weiteren Dimensionierungen des Aktors entsprechen denen im vorigen Abschnitt angegebenen Werten.

**Tabelle 7.10:** Zu messende Kapazitätsänderungen bei einer Ausgangskapazität von  $C_0 = 66,4$  pF.

Druck $T$ in kPa	Längsdehnung $S_z$ in %	relative Kapazitätsänderung $\frac{\Delta C}{C_0}$ in %	Kapazitätsänderung $\Delta C$ in pF
$T_{\text{min}} = 2,3$	$\approx 0,9$	1,8	1,2
$T_{\text{max}} = 43,4$	$\approx 16,7$	44,1	29,3

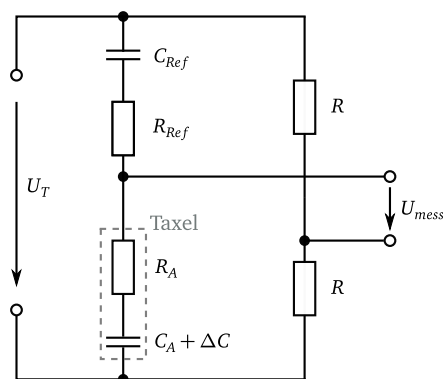
Der Aufbau des kompletten Messsystems ist in Abbildung 7.17 schematisch zusammengefasst. Der elektrostatische Druck und der Druck eines Nutzers verursachen eine Kapazitätsänderung des Aktors. Da der Aktor zum Messzeitpunkt mit einer beliebigen Spannung im Rahmen der maximalen Betriebsspannung beaufschlagt sein kann, ist eine Entkopplung der Betriebsspannung erforderlich. In Abhängigkeit der Größe der Aktormatrix wird eine optionale Umschaltung des zu vermessenden Aktorelements benötigt. Die Kapazität wird durch das zu wählende Messverfahren bestimmt und in eine proportionale Spannung als Ausgangssignal gewandelt.



**Abbildung 7.17:** Schematischer Aufbau des Messsystems.

Zur Auswertung dieser Kapazitäten können die Messung des Lade- oder Entladestromes sowie die Messung der Ladezeit nicht genutzt werden, da diese direkt auf den Aktor rückwirken. Auch die Auswertung eines RC-Schwingkreises über einen Schmitt-Trigger ist nicht einfach möglich, da sich sowohl die Kapazität des Aktors, als auch die Amplitude und Frequenz der Betriebsspannung ändern. Über eine hochfrequente Spannung mit kleiner Amplitude kann die Impedanz des Aktors ausgewertet werden, ohne dass es zu einer Beeinflussung der Aktoren kommt. Die Implementierung in eine Brückenschaltung erlaubt darüber hinaus eine Elimination störender Streukapazitäten oder zusätzlicher Widerstände. Durch den Abgleich der Brücke kann die Schaltung leicht an verschiedene Aktoren angepasst werden.

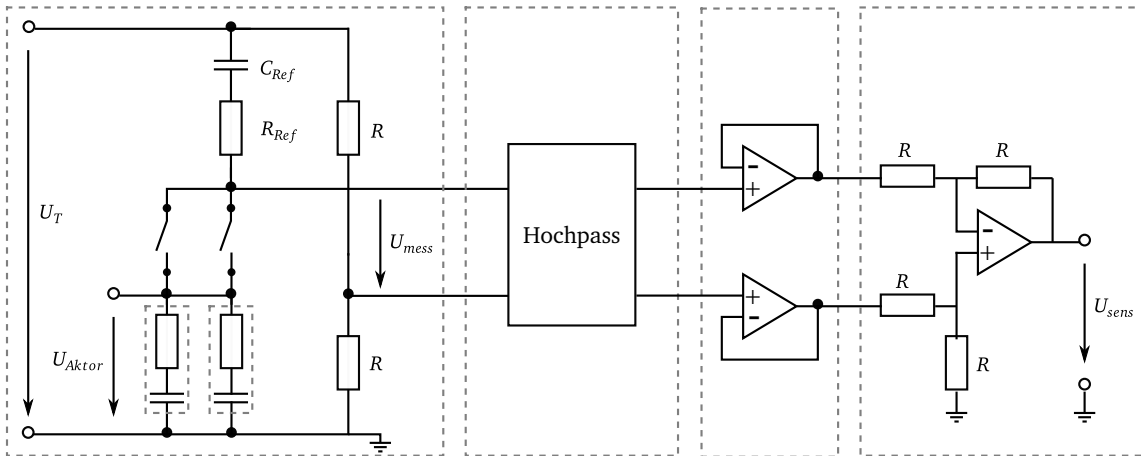
Die Integration des Aktors in eine Wheatstone-Brücke ist in Abbildung 7.18 gezeigt. Der Aktor ist durch seinen Serienwiderstand und die veränderliche Kapazität abgebildet. Mittels der Referenzkapazität und des Referenzwiderstandes kann die Brücke abgeglichen werden, so dass sie als Ausschlagbrücke ausgewertet werden kann. Somit steht die Brückenspannung als proportionales Ausgangssignal zur Verfügung.



**Abbildung 7.18:** Aktorintegration in eine Wheatstone-Brücke.

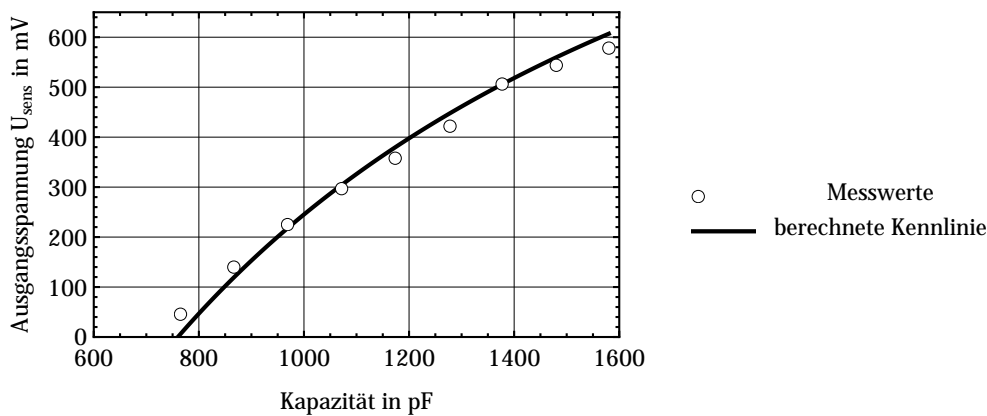
Die realisierte Schaltung zur Auswertung von zwei Aktorelementen zeigt Abbildung 7.19. Die Brückenspannung wird über einen Hochpass von der Hochspannung getrennt und ausgewertet.

Zur Verifikation dieses Messsystems werden für den berechneten Kapazitätsbereich an einigen Stützstellen mit Kondensatoren Kapazitätsmessungen durchgeführt. Dabei werden die Kondens-



**Abbildung 7.19:** Schaltung zur Vermessung der Aktorkapazität.

satoren auch mit unterschiedlichen Spannungen im Bereich bis zur maximalen Betriebsspannung von 600 V beaufschlagt. Die gute Übereinstimmung zwischen den berechneten und gemessenen Werten zeigt Abbildung 7.20.

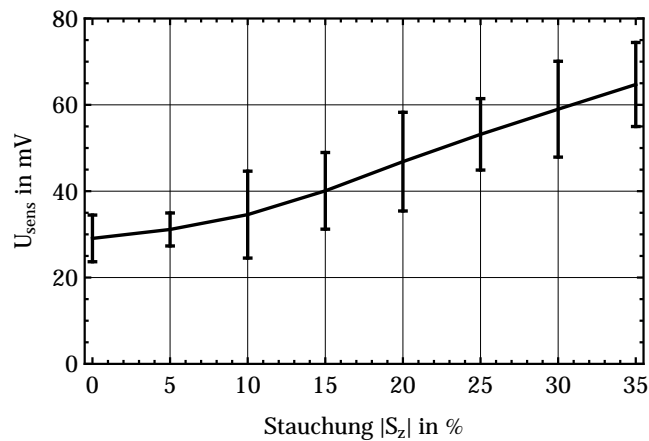


**Abbildung 7.20:** Schaltungsverifikation: Vergleich von vermessenen diskreten Bauelementen (Kapazitäten) mit dem simulierten Ausgangssignal.

Zur Vermessung eines Aktors wird dieser zunächst in den Messplatz zur Bestimmung des uniaxialen Kompressionsmoduls integriert. Hiermit können zunächst rein passiv, also ohne Anlegen einer Betriebsspannung, die zu erwartenden Dehnungen des Aktors realisiert werden. Der Aktor wird in die obige Schaltung integriert und in fünf Be- und Entlastungszyklen die Kapazität vermessen. Die resultierende Kennlinie zeigt Abbildung 7.21. Im Vergleich zur vorangegangenen Testmessung fällt der deutlich kleinere Ausgangsspannungsbereich sowie die sehr große Streuung der Messwerte auf. Unter Berücksichtigung der hohen Abweichungen, die durch die dargestellten Fehlerbalken ersichtlich sind, kann die Kennlinie nicht zur Auswertung der aktuellen Aktorauslenkung herangezogen werden. Lediglich das Erreichen eines bestimmten Grenzwertes ist damit erkennbar, allerdings kann dieser in einem großen Dehnungsbereich erreicht werden.

Der Einfluss des Messplatzes auf die Messung kann ausgeschlossen werden, indem der Aktor in die planare Dehneinrichtung eingespannt wird und die den Längsdehnungen entsprechenden Dehnungen eingestellt werden. Auch hierbei schwanken die Messergebnisse in gleicher Größenordnung.

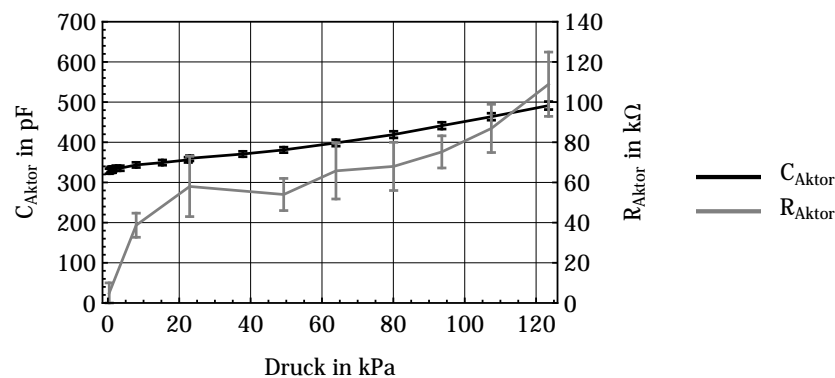
Eine sehr wahrscheinliche Ursache für die Diskrepanz zwischen den Kennlinien für reine Kapazitäten und den Aktor stellt der Einfluss der Graphitwiderstände im Aktor dar. Daher wird der



**Abbildung 7.21:** Ausgangskennlinie der Schaltung für einen Elastomerstapelaktor.

Aktor mit dem Messplatz zur Bestimmung der Aktorkapazität und des Aktorwiderstandes vermessen. Die benötigten Drücke werden sowohl mit einer Stauchung in Längsrichtung, als auch der planaren Dehnung generiert.

Die daraus resultierenden Messwerte für die Aktorkapazität und den Aktorwiderstand sind in Abbildung 7.22 gezeigt. Sie bestätigen die Vermutung, dass die Kapazität den erwarteten Werten entspricht, der Aktorwiderstand jedoch extremen Schwankungen unterliegt. Diese verfälschen das Messergebnis durch eine zusätzliche Beeinflussung der Brückenspannung.



**Abbildung 7.22:** Aktorkapazität  $C_{Aktor}$  und Aktorwiderstand  $R_{Aktor}$  in Abhängigkeit des mechanischen Druckes.

Für eine zuverlässige Auswertung der Aktorimpedanz zur Bestimmung des aktuellen Dehnungszustandes und möglicher externer Einwirkungen eines Nutzers ist eine weitere Verbesserung der Elektroden erforderlich.

### 7.3.3 Resümee

In Tabelle 7.11 sind die in Kapitel 2.2 ermittelten Anforderungen an ein taktiles Display den mit den dielektrischen Elastomerstapelaktoren erzielten Leistungsdaten gegenübergestellt. Die für die Darstellung statischer Informationen benötigten Auslenkungen sind deutlich übertroffen. Gleiches gilt für die Amplituden der Auslenkung bei dynamischer Anregung. Im Frequenzbereich von 10 Hz bis 400 Hz kann eine Auslenkung von über 20  $\mu\text{m}$  erreicht werden. Hinsichtlich der Dynamik unterscheiden sich die Elastomerstapelaktoren nicht von anderen silikonbasierten Elastomeraktoren,

die bisher erreichten Maximalfrequenzen von über 1 kHz sind lediglich durch die zur Verfügung stehenden Verstärker limitiert. Nach den bisherigen Messergebnissen scheint weder eine mechanische noch eine elektrische Grenzfrequenz erreicht zu sein. Mit den realisierten Matrix-Strukturen ist der Aufbau von Stimulatoren in einer extrem hohen Dichte und einem Abstand unterhalb der Zweipunktschwelle möglich. Elastomerstapelaktoren sind damit sehr gut als taktile Displays geeignet.

**Tabelle 7.11:** Gegenüberstellung der Anforderungen mit den erzielten Leistungsdaten.

Eigenschaft	Anforderung	Realisiert
statische Auslenkung	> 200 $\mu\text{m}$	> 300 $\mu\text{m}$
dynamische Auslenkung	> 10 $\mu\text{m}$	> 20 $\mu\text{m}$
Aktorfrequenz	> 250 Hz	> 600 Hz
Stimulatordurchmesser	< 2 mm	1 mm
Stimulatorabstand	< 2 mm	1 mm

---

## 8 Diskussion und Ausblick

---

Die im Rahmen dieser Arbeit erzielten Ergebnisse der entwickelten Technologie und der realisierten taktilen Displays werden in diesem Kapitel zusammengefasst. Daran anschließend werden mögliche Ziele für weitere Verbesserungen identifiziert.

---

### 8.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

---

Mit Hilfe der Literaturrecherche konnten die großen Fortschritte im Bereich der elektroaktiven Polymere aufgezeigt werden. Mit diesen Materialien wurden bereits mehrfach Antriebe für taktile Displays realisiert, die alle hinsichtlich einzelner Aspekte den herkömmlichen Aktortechnologien deutlich überlegen sind. Allein den dielektrischen Elastomeraktoren kann derzeit die kombinierte Darstellung statischer und dynamischer taktiler Informationen zugeordnet werden. Aus der Vielfalt realisierbarer Bauformen dielektrischer Elastomeraktoren bieten die Stapelaktoren die Vorteile, das geringste Volumen zu benötigen und elektrisch unabhängige Aktoren in einem homogenen Substrat mit einer sehr hohen Dichte zu realisieren.

Der konsequente Neuaufbau einer automatisierten Fertigungsanlage für Elastomerstapelaktoren bildet die Basis dieser Arbeit. Dabei ist jeder Prozessschritt intensiv untersucht und hinsichtlich seiner Einflüsse auf das Material und das aktorische Wandlerverhalten charakterisiert. Der Erweiterbarkeit der Anlage zur Einbindung neuer Prozessschritte ist durch den modularen Aufbau Rechnung getragen.

Die reproduzierbar herstellbaren dielektrischen Filmdicken im Bereich von 5  $\mu\text{m}$  bis 100  $\mu\text{m}$  erlauben in Kombination mit der ermittelten zulässigen statischen und dynamischen Betriebsfeldstärke von 40 V/ $\mu\text{m}$  bzw. 30 V/ $\mu\text{m}$  die exakte Einstellung der Betriebsspannung für die Aktoren. Verglichen mit anderen dielektrischen Aktoren, die eine Betriebsspannung von über 1 kV benötigen, stellt die für die hier entwickelten Aktoren minimale Betriebsspannung von etwa 300 V einen bedeutenden Entwicklungsschritt dar.

Die verbesserte Herstellung der Graphitelektroden, die durch einen Sprühvorgang einer Suspension realisiert ist, ermöglicht die Herstellung reproduzierbar geringer Flächenwiderstände. Bei einer Dicke von etwa 5  $\mu\text{m}$  beträgt dieser 10 k $\Omega$ . Für Filmdicken der dielektrischen Schicht unterhalb 30  $\mu\text{m}$  resultiert daraus eine Stapeldeformation von unter 85 % gegenüber dem reinen Elastomer. Die für den effektiven Einsatz dünnerer Filmdicken erforderlichen Elektroden können durch unterschiedliche Technologien und Materialien realisiert werden. Kupferelektroden mit einer Dicke von 500 nm liefern unter den untersuchten Verfahren und eingesetzten Materialien die besten Resultate. Der Flächenwiderstand von unter 2 k $\Omega$  kann bis zu Dehnungen von über 20 % erhalten bleiben, bevor die Leitfähigkeit abrupt abreißt.

Die automatisierte Fertigung der Aktoren dauert etwa sechs Minuten pro Schicht, d.h. für einen aus 100 Schichten bestehenden Aktor ist eine Fertigungszeit von etwa zehn Stunden erforderlich. Die meiste Zeit davon wird für die Heiz- und Kühlvorgänge benötigt, die für verkürzte Vernetzungszeiten des Elastomers erforderlich sind.

Erst die reproduzierbare Herstellung der dielektrischen Elastomerstapelaktoren ermöglicht eine sinnvolle Charakterisierung dieser Aktoren. Neben diversen Messplätzen zur Bestimmung mechanischer und elektrischer Aktorparameter (z.B. uniaxialer Kompressionsmodul, Grad der Kontak-



---

tierung, Flächenwiderstand der Elektroden unter Dehnung, etc.) ist vor allem ein Messplatz zur statischen und dynamischen Dickenmessung entwickelt worden, der den spezifischen Anforderungen der Aktortechnologie gerecht wird. Dazu zählen das berührungslose Messverfahren mittels Lasertriangulatoren und die hohe Messgenauigkeit von unter 1  $\mu\text{m}$  bis zu einer Frequenz von etwa 20 kHz.

Für das gemessene Aktorverhalten konnte ein elektrisches und mechanisches Modell entwickelt werden. Nach einer Bestimmung der elektrischen und mechanischen Impedanz der Aktoren lässt sich damit das elektromechanische Wandlungsverhalten sowohl für statische als auch dynamische Anregungen der Aktoren sehr gut beschreiben.

Parallel zu diesen Entwicklungsarbeiten konnten schrittweise Demonstratoren entwickelt werden. Mit einem Antrieb für ein Braille-Modul sind die Anforderungen zur statischen Auslenkung eines taktilen Displays erfüllt. Durch den Aufbau eines vibrotaktilen Displays sind entsprechend die dynamischen Anforderungen erfüllt worden. Bei dielektrischen Filmdicken von 20  $\mu\text{m}$  sind schon bei einer Spannung von 500 V taktile Stimuli im Frequenzbereich von 30 Hz bis etwa 600 Hz wahrnehmbar. Das Ziel, eine kombinierte Darstellung statischer und dynamischer taktiler Informationen auf einem einzigen dielektrischen Elastomerstapelaktor zu realisieren, ist mit einer Matrix-Struktur der Aktoren erreicht. Mit der Reduzierung der Schichtdicke des Dielektrikums auf 10  $\mu\text{m}$  sind in einem aus 40 Schichten aufgebauten Aktor schon bei einer Spannung von 150 V und einer Schwingungsfrequenz von 220 Hz taktile Reize wahrnehmbar.

---

## 8.2 Weiterentwicklung der Multilayertechnologie

---

Um die erreichte Auslegung der dielektrischen Filme möglichst effektiv nutzen zu können, muss für die Elektroden eine Verbesserung gegenüber den derzeit eingesetzten Graphitpartikeln gefunden werden. Neben dem bereits eingesetzten PVD-Prozess, der vergleichsweise aufwändig und teuer ist, besitzen vor allem Partikel leitfähiger Materialien im Nanometerbereich ein großes Potential, um daraus hoch leitfähige, dünne Elektroden zu fertigen. Dazu gehören Kohlenstoff-Nanopartikel, insbesondere deren Untergruppe „Graphene“ [Kat07]. Diese Partikel weisen eine scheibenförmige Struktur auf. Sie sind nur wenige Nanometer dick, besitzen jedoch einen Durchmesser von einigen hundert Nanometern. Gelingt es, diese Partikel flach auf die Elastomeroberfläche aufzutragen, so ist davon auszugehen, dass diese Elektroden selbst unter hohen Dehnungen noch eine sehr hohe Leitfähigkeit besitzen und dabei die Elektrodenfläche vollständig belegen. Das großflächige Versprühen einer Suspension ist mit diesen Materialien durch geeignetere Druckverfahren, beispielsweise elektro-hydrodynamisches Drucken, zu ersetzen. Die Strukturierung der Elektroden ist damit im niedrigen Mikrometerbereich möglich.

Insbesondere für die dünn-schichtigen Aktoren ist eine geeignete Verbesserung der Kontaktierung zu entwickeln. Aktoren mit einer Filmdicke von 30  $\mu\text{m}$  können mit dem bisherigen Kontaktierungsverfahren zu etwa 90 % kontaktiert werden. Bei deutlich geringeren Filmdicken von 10  $\mu\text{m}$  sinkt die Kontaktierung durchschnittlich auf ca. 60 %.

Die konsequente Weiterentwicklung der Technologie der dielektrischen Elastomerstapelaktoren konnte durch zwei genehmigte Fördervorhaben gesichert werden. So werden die im Laufe dieser Arbeit identifizierten Problemstellungen hinsichtlich der Materialauswahl des Dielektrikums in Kombination mit einem geeigneten Elektrodenmaterial künftig im Rahmen eines vom BMBF<sup>1</sup> geförderten Projektes bearbeitet. Die materialspezifischen Verbesserungen werden in Kooperation mit dem Deutschen Kunststoffinstitut (DKI) und dem Fraunhofer Institut für Silikatforschung

---

<sup>1</sup> Bundesministerium für Bildung und Forschung

---

(FhG-ISC) erarbeitet. Außerdem sollen die Lebenszeit und Haltbarkeit der Aktoren in Abhängigkeit der Betriebsbedingungen untersucht werden. Dieser für den kommerziellen Einsatz wichtige Aspekt ist bis heute für dielektrische Elastomeraktoren nicht untersucht worden. Einige der im Rahmen dieser Arbeit hergestellten Demonstrations-Aktoren sind jedoch schon etwa fünf Jahre alt und weisen nach über  $10^8$  Betriebszyklen keine Degradation auf.

Im Rahmen des zweiten initiierten Projektes laufen bereits Arbeiten zur Integration der dielektrischen Elastomerstapelaktoren in ein mikromechanisches Ventil. Dort sind die derzeit in Untersuchung befindlichen Verfahren der galvanischen Kontaktierung angegliedert, deren erste Ergebnisse vielversprechend sind.

---

### 8.3 Weiterentwicklung des taktilen Displays

---

Hinsichtlich der geforderten Auslenkungen und den Betriebsbedingungen der Aktoren sind alle Anforderungen erfüllt, die im Rahmen der Weiterentwicklung der Technologie geschilderten Maßnahmen bieten darüber hinaus noch weiteres Verbesserungspotential. Es bleibt nämlich zu beachten, dass bei steigender Displaygröße und kleiner Taxelgröße die Zuleitungen in dieser Matrixanordnung zu extrem großen Längen-Breiten-Verhältnissen führen kann. Dabei muss wiederum der Schichtwiderstand, bzw. der resultierende Zuleitungswiderstand für die einzelnen Taxel beachtet werden. Hierfür sind technologische Weiterentwicklungen im Bereich der Elektroden erforderlich.

Basierend auf den Ergebnissen dieser Arbeit kann künftig eine deutlich anwendungsspezifischere Weiterentwicklung der taktilen Displays erfolgen. Dabei stehen sowohl materialbezogene, als auch funktionale Aspekte im Vordergrund. Mit zusätzlichen Beschichtungen der Elastomerstapelaktoren kann neben einer Steigerung der Resistenz gegen aggressive Medien auch eine höhere elektrische Isolation erreicht werden. Damit können „angenehmere“ taktile Oberflächen hergestellt werden, aber auch vollkommen neue Einsatzgebiete für die Aktoren erschlossen werden.

Die elektrische Ansteuerung der Aktoren bietet ein hohes Optimierungspotential. Neben einer Rückgewinnung der Energie beim Entladen der Aktoren sind gerade für großflächige taktile Displays günstigere Konzepte zur Ansteuerung bereits identifiziert. Der Aufbau von aktiv geschalteten Matrix-Strukturen bietet die größten Freiräume bei der Darstellung unterschiedlicher taktiler Informationen. Sinnvoll kann dieses Konzept jedoch nur umgesetzt werden, wenn die Schaltelemente in einer kompatiblen Technologie direkt in die Aktormatrix integriert werden können, bzw. die Aktoren auf einer vorher hergestellten Schaltmatrix aufgebaut werden. Eine zuverlässige Kontaktierung der Aktoren ist dabei von grundlegender Bedeutung.

Für das aufgezeigte Konzept eines interaktiven taktilen Displays ist vor allem ein Ausbau der sensorischen Fähigkeiten der dielektrischen Elastomerstapelaktoren erforderlich. Wie gezeigt wurde, ist auch hierfür zunächst eine Verringerung der Elektrodenwiderstände, vor allem aber der Hysterese des dehnungsabhängigen Widerstandes sinnvoll. Danach ist zu prüfen, ob einfache resistive Schichten für eine geeignete Sensorik ausreichend sind oder ob eine kapazitive Auswertung des Verformungszustandes der Aktoren weitere Vorteile bietet.

Die Integration eines taktilen Displays basierend auf dielektrischen Elastomerstapelaktoren erfordert letztlich ein geeignetes elektrisches Schaltungskonzept, um bei möglichst geringem energetischen Aufwand eine maximale, vor allem aber zuverlässig erkennbare Stimulation der menschlichen haptischen Sinneswahrnehmung zu erzielen.



---

## Literaturverzeichnis

---

- [AG05] WACKER CHEMIE AG. *Elastosil P 7670 A/B. Datenblatt*. 2005.
- [AG09] METEC AG. *Modul B11. Datenblatt*. 2009.
- [Ald08] F. ALDRICH. „Talk to the Hand: An Agenda for Further Research on Tactile Graphics“. In: *Lecture Notes in Computer Science, Diagrammatic Representation and Inference*. Bd. 5223. Berlin: Springer, 2008, S. 344–346.
- [And86] R. A. ANDERSON. „Mechanical Stress in a Dielectric Solid from a Uniform Electric Field“. In: *Physical Review B* 33.2 (1986), S. 1302–1307.
- [AS03] Y. AN und M. T. SHAW. „Actuating properties of soft gels with ordered iron particles: basis for a shear actuator“. In: *Smart Materials and Structures* 12.2 (2003), S. 157–163.
- [Asa+01] N. ASAMURA, T. SHINOHARA, Y. TOJO, N. KOSHIDA und H. SHINODA. „Necessary spatial resolution for realistic tactile feeling display“. In: *Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on*. Bd. 2. 2001, S. 1851–1856.
- [Bag88] R.L. BAGLEY. „Power law and fractional calculus model of viscoelasticity“. In: *AIAA Journal* 27.10 (1988), S. 1412–1417.
- [Bau+99] R. H. BAUGHMAN, C. CUI, A. A. ZAKHIDOV, Z. IQBAL, J. N. BARISCI u. a. „Carbon Nanotube Actuators“. In: *Science* 284.5418 (1999), S. 1340–1344.
- [BC01] Y. BAR-COHEN. *Electroactive polymer (EAP) actuators as artificial muscles - reality, potential, and challenges*. Bd. 98. SPIE Press monograph. Bellingham, Washington: SPIE Press, 2001, S. 671.
- [BCL00] Y. BAR-COHEN und S. LEARY. „Electroactive Polymers (EAP) Characterization Methods“. In: *Smart Structures and Materials 2002: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 3987. 04. San Diego, CA: SPIE, 2000, S. 1–5.
- [BF95] W. BARFIELD und T. A. FURNESS. *Virtual environments and advanced interface design*. New York [u.a.]: Oxford Univ. Press, 1995, S. 580.
- [BGSL02] M. BENSLIMANE, P. GRAVESEN und P. SOMMER-LARSEN. „Mechanical properties of dielectric elastomer actuators with smart metallic compliant electrodes“. In: *Smart Structures and Materials 2002: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 4695. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2002, S. 150–157.
- [Bic+02] A. BICCHI, E. P. SCILINGO, N. SGAMBELLURI und D. DE ROSSI. „Haptic Interfaces Based on Magnetorheological Fluids“. In: *Eurohaptics 2002, Proc. of 2nd International Conference (2002)*, S. 6.
- [Bro90] T. L. BROOKS. „Telerobotic response requirements“. In: *Systems, Man and Cybernetics, 1990. Conference Proceedings., IEEE International Conference on*. 1990, S. 113–120.
- [Bös+04] H. BÖSE, G. J. MONKMAN, H. FREIMUTH, A. TUNAYAR, W. KHALED u. a. „A new haptic sensor-actuator system based on electrorheological fluids“. In: *Actuator 2004: 9th International Conference on New Actuators and 3rd International Exhibition on Smart Actuators and Drive Systems*. Hrsg. von H. BORGMANN. Bremen 2004, S. 300–303.

- [BT92] J. A. BRITTEN und I. M. THOMAS. „Non-Newtonian flow effects during spin coating large-area optical coatings with colloidal suspensions“. In: *Journal of Applied Physics* 71.2 (1992), S. 972–979.
- [Buc+06] P. R. BUCKLEY, G. H. MCKINLEY, T. S. WILSON, W. SMALL, W. J. BENETT u. a. „Inductively Heated Shape Memory Polymer for the Magnetic Actuation of Medical Devices“. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 53.10 (2006), S. 2075–2083.
- [Bur96] G. C. BURDEA. *Force and touch feedback for virtual reality*. A Wiley-Interscience publication. New York, NY [u.a.]: Wiley, 1996, S. 339.
- [But+01] J. BUTTERFASS, M. GREBENSTEIN, H. LIU und G. HIRZINGER. „DLR-Hand II: next generation of a dextrous robot hand“. In: *Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on*. Bd. 1. 2001, 109–114 vol.1.
- [Cam+04] C. G. CAMERON, R. S. UNDERHILL, M. RAWJI und J. P. SZABO. „Conductive filler: elastomer composites for Maxwell stress actuator applications“. In: *Smart Structures and Materials 2004: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 5385. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2004, S. 51–59.
- [Car+03] F. CARPI, P. CHIARELLI, A. MAZZOLDI und D. DE ROSSI. „Electromechanical characterisation of dielectric elastomer planar actuators: comparative evaluation of different electrode materials and different counterloads“. In: *Sensors and Actuators A* 107 (2003), S. 95–95.
- [Car+05] F. CARPI, A. MIGLIORE, G. SERRA und D. DE ROSSI. „Helical dielectric elastomer actuators“. In: *Smart Materials and Structures* 14.6 (2005), S. 1210–1216.
- [Car+08] F. CARPI, G. GALLONE, F. GALANTINI und D. DE ROSSI. „Enhancement of the electromechanical transduction properties of a silicone elastomer by blending with a conjugated polymer“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6927. 1. San Diego, California, USA: SPIE, 2008, S. 11.
- [CH94] C. P. CHOU und B. HANNAFORD. „Static and dynamic characteristics of McKibben pneumatic artificial muscles“. In: *Robotics and Automation, 1994. Proceedings., 1994 IEEE International Conference on*. 1994, S. 281–286.
- [Cho+04] H. R. CHOI, S. W. LEE, K. JUNG, J. C. KOO, S. I. LEE u. a. „Tactile display as a Braille display for the visually disabled“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*. Bd. 2. 2004, S. 1985–1990.
- [Chu+07] N. H. CHUC, J. K. PARK, D. V. THUY, H. S. KIM, J. C. KOO u. a. „Multi-stacked artificial muscle actuator based on synthetic elastomer“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on*. 2007, S. 771–776.
- [Cor08] NOKIA CORPORATION. „Tactile Touch Screen“. Pat. 2008.
- [CR04] F. CARPI und D. DE ROSSI. „Theoretical Description and Fabrication of a new Dielectric Elastomer Actuator showing Linear Contractions“. In: *Conference Proceedings. ACTUATOR 2004. 9th International Conference on New Actuators and 3rd International Exhibition on Smart Actuators and Drive Systems 14 - 16 June 2004 Bremen, Germany*. 2004, S. 344–347.
- [CR05] F. CARPI und D. DE ROSSI. „Improvement of electromechanical actuating performances of a silicone dielectric elastomer by dispersion of titanium dioxide powder“. In: *Dielectrics and Electrical Insulation, IEEE Transactions on* 12.4 (2005), S. 835–843.
- [CR06] F. CARPI und D. DE ROSSI. „A New Contractile Linear Actuator Made of Dielectric Elastomers With Folded Structure“. In: *Proc. Actuator 2006* (2006), S. 101–103.

- 
- [CTG99] D. G. CALDWELL, N. TSAGARAKIS und C. GIESLER. „An integrated tactile/shear feedback array for stimulation of finger mechanoreceptor“. In: *Robotics and Automation, 1999. Proceedings. 1999 IEEE International Conference on*. Bd. 1. 1999, S. 287–292.
- [Deb+02] T. DEBUS, T.J. JANG, P. DUPONT und R. D. HOWE. „Multi-channel vibrotactile display for teleoperated assembly“. In: *Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA '02. IEEE International Conference on*. Bd. 1. 2002, S. 592–597.
- [DMH97] J. T. DENNERLEIN, P. A. MILLMAN und R. D. HOWE. „Vibrotactile Feedback for Industrial Telemanipulators“. In: *Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division*. Hrsg. von K. DANAI. Bd. 58. New York, NY: ASME, 1997.
- [DRK05] P. DUBOIS, S. ROSSET und S. KOSTER. „Microactuators Based on Ion-Implanted Dielectric Electroactive Polymer Membranes (EAP)“. In: *Transducers '05* 2 (2005), S. 2048–2051.
- [DS08] DS. *Samsung AnyCall Haptic: Handy mit vibrierendem Touchscreen*. 2008. URL: <http://www.inside-handy.de/news/11420.html> (besucht am 11.08.2009).
- [Dub+06] P. DUBOIS, S. ROSSET, S. KOSTER, J. STAUFFER, S. MIKHAILOV u. a. „Microactuators based on ion implanted dielectric electroactive polymer (EAP) membranes“. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 130-131 (2006), S. 147–154.
- [EBP58] A. G. EMSLIE, F. T. BONNER und L. G. PECK. „Flow of a Viscous Liquid on a Rotating Disk“. In: *Journal of Applied Physics* 29.5 (1958), S. 858–862.
- [Ext94] C.W. EXTRAND. „Spin Coating of Very Thin Polymer Films“. In: *Polymer Engineering and Science* 34.5 (1994), S. 390–394.
- [Fla+84] W. W. FLACK, D. S. SOONG, A. T. BELL und D. W. HESS. „A mathematical model for spin coating of polymer resists“. In: *Journal of Applied Physics* 56.4 (1984), S. 1199–1206.
- [Fli+10] K. FLITTNER, M. SCHLOSSER, M. MATYSEK, P. LOTZ und H. F. SCHLAACK. „Integration of dielectric elastomer stack actuators into micro systems“. In: *Smart Structures and Materials 2010: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2010. Zur Veröffentlichung eingereicht.
- [FTA08] Y. FANG, X. TAN und G. ALICI. „Redox level-dependent impedance model for conjugated polymer actuators“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6927. 1. San Diego, California, USA: SPIE, 2008, S. 1–10.
- [Gal+07] G. GALLONE, F. CARPI, D. DE ROSSI, G. LEVITA und A. MARCHETTI. „Dielectric constant enhancement in a silicone elastomer filled with lead magnesium niobate-lead titanate“. In: *Materials Science and Engineering C* 27.1 (2007), S. 110–116.
- [Gay58] R. H. GAYLORD. „Fluid actuated motor system and stroking device“. Pat. 1958.
- [Gen01] A. N. GENT. *Engineering with rubber - how to design rubber components*. 2. Aufl. München: Hanser, 2001, S. 365.
- [Gis+08] T. A. GISBY, E. CALIUS, S. XIE und I. A. ANDERSON. „An adaptive control method for dielectric elastomer devices“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6927. 1. San Diego, California, USA: SPIE, 2008, S. 8.
- [GRH02] E. B. GOLDSTEIN, M. RITTER und G. HERBST. *Wahrnehmungspsychologie*. 2. Aufl. Heidelberg [u.a.]: Spektrum, Akad. Verl, 2002, S. 811.
- [GTC04] D. S. GRAY, J. TIEN und C. S. CHEN. „High-Conductivity Elastomeric Electronics“. In: *Advanced Materials* 16.5 (2004), S. 393–397.
-



- [Ha+08] S. HA, I. S. PARK, M. WISSLER, R. E. PELRINE, S. STANFORD u. a. „High electromechanical performance of electroelastomers based on interpenetrating polymer networks“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6927. 1. San Diego, California, USA: SPIE, 2008, S. 9.
- [Hag+05] Y. HAGA, W. MAKISHI, K. IWAMI, K. TOTSU, K. NAKAMURA und M. ESASHI. „Dynamic Braille display using SMA coil actuator and magnetic latch“. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 119.2 (2005), S. 316–322.
- [HC03] R. HEYDT und S. CHHOKAR. „Refreshable Braille Display Based on Electroactive Polymers“. In: *Record of the 23rd International Display Research Conference*. Hrsg. von SOCIETY FOR INFORMATION DISPLAY. 2003, S. 111–114.
- [Hey76] H. HEYWANG. „Physikalische und chemische Vorgänge in selbstheilenden Kunststoff-Kondensatoren“. In: *Colloid und Polymer Science* 254.2 (1976), S. 139–147.
- [HK99] H. Y. HAN und S. KAWAMURA. „Analysis of stiffness of human fingertip and comparison with artificial fingers“. In: *Systems, Man, and Cybernetics, 1999. IEEE SMC '99 Conference Proceedings. 1999 IEEE International Conference on*. Bd. 2. 1999, S. 800–805.
- [HKP98] R. HEYDT, R. KORNBLUH und R. E. PELRINE. „Design and Performance of an Electrostrictive-Polymer-Film Acoustic Actuator“. In: *Journal of Sound and Vibration* 215.2 (1998), S. 297–311.
- [HPJ00] R. HEYDT, R. E. PELRINE und J. P. JOSEPH. „Acoustical performance of an electrostrictive polymer film loudspeaker“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 107.2 (2000), S. 833–839.
- [Hua+05] M. HUANG, B. YANG, L. AN, C. LI und Y. S. CHAN. „Water-driven programmable polyurethane shape memory polymer: Demonstration and mechanism“. In: *Applied Physics Letters* 86.11 (2005), S. 3.
- [Hug35] A. HUGONY. „Über die Empfindung von Schwingungen mittels des Tastsinnes“. In: *Z. Biol* 96 (1935), S. 548–553.
- [Hun+08] A. HUNT, A. PUNNING, M. ANTON, A. AABLOO und M. KRUUSMAA. „A multilink manipulator with IPMC joints“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6927. 1. San Diego, California, USA: SPIE, 2008, S. 9.
- [Inc09] ARTIFICIAL MUSCLE INC. *Haptic Solutions*. 2009. URL: <http://www.artificialmuscle.com/products.php> (besucht am 20.08.2009).
- [IS02] Y. IKEI und M. SHIRATORI. „TextureExplorer: a tactile and force display for virtual textures“. In: *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002. Proceedings. 10th Symposium on*. Hrsg. von M. SHIRATORI. 2002, S. 327–334.
- [IYF99] Y. IKEI, M. YAMADA und S. FUKUDA. „Tactile Texture Presentation by Vibratory Pin Arrays Based on Surface Height Maps“. In: *ASME Dynamic Systems and Control Division*. Hrsg. von NEJAT OLGAC. Bd. 67. New York, NY: American Society of Mechanical Engineers, 1999, S. 97–102.
- [JKL06] H. JIANG, S. KELCH und A. LENDLEIN. „Polymers Move in Response to Light“. In: *Advanced Materials* 18.11 (2006), S. 1471–1475.
- [Joh01] K. O. JOHNSON. „The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors“. In: *Current Opinion in Neurobiology* 11.4 (2001), S. 455–461.

- 
- [Joh+08] S. JOHN, G. ALICI, G. SPINKS, J. D. W. MADDEN und G. G. WALLACE. „Sensor response of polypyrrole trilayer benders as a function of geometry“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6927. 1. San Diego, California, USA: SPIE, 2008, S. 9.
- [Jun04] M. JUNGSMANN. „Entwicklung elektrostatischer Festkörperaktoren mit elastischen Dielektrika für den Einsatz in taktilen Anzeigefeldern“. Diss. Darmstadt: Technische Universität, 2004, S. 139.
- [KA05] K.-U. KYUNG und M. AHN. „A compact broadband tactile display and its effectiveness in the display of tactile form“. In: *Eurohaptics Conference, 2005 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. World Haptics 2005. First Joint*. Hrsg. von M. AHN und DONG-SOO KWON. 2005, S. 600–601.
- [Kac+91] K. A. KACZMAREK, J. G. WEBSTER, P. BACH-Y RITA und W. J. TOMPKINS. „Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems“. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 38.1 (1991), S. 1–16.
- [Kat+07] Y. KATO, T. SEKITANI, M. TAKAMIYA, M. DOI, K. ASAKA, T. SAKURAI und T. SOMEYA. „Sheet-Type Braille Displays by Integrating Organic Field-Effect Transistors and Polymeric Actuators“. In: *Electron Devices, IEEE Transactions on* 54.2 (2007), S. 202–209.
- [Kat07] M. I. KATSNELSON. „Graphene: carbon in two dimensions“. In: *Materials Today* 10.1-2 (2007), S. 20–27.
- [KB09] H. E. KIIL und M. BENSLIMANE. „Scalable industrial manufacturing of DEAP“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2009*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN und THOMAS WALLMERSPERGER. Bd. 7287. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2009, S. 10.
- [KBS00] P. KAMMERMEIER, M. BUSS und G. SCHMIDT. „Dynamic display of distributed tactile shape information by a prototypical actuator array“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2000. (IROS 2000). Proceedings. 2000 IEEE/RSJ International Conference on*. Bd. 2. 2000, S. 1119–1124.
- [KBYR95] K. A. KACZMAREK und P. BACH-Y-RITA. „Tactile Displays - Kapitel 9“. In: *Virtual environments and advanced interface design*. Hrsg. von WOODROW BARFIELD und THOMAS A. FURNESS. New York [u.a.]: Oxford Univ. Press, 1995, S. 580.
- [KD09] G. KOVACS und L. DURING. „Contractive tension force stack actuator based on soft dielectric EAP“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2009*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN und THOMAS WALLMERSPERGER. Bd. 7287. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2009, S. 15.
- [Kim+93] W. S. KIM, P. SCHENKER, A. K. BEJCZY und S. HAYATI. „Advanced graphics interfaces for telerobotic servicing and inspection“. In: *Intelligent Robots and Systems '93, IROS '93. Proceedings of the 1993 IEEE/RSJ International Conference on*. Bd. 1. 1993, S. 303–309.
- [KL06] G. KOVACS und P. LOCHMATTER. „Arm-wrestling robot driven by dielectric elastomer actuators“. In: *Smart Structures and Materials 2006: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6168. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2006, S. 12.
- [Kle+05] D. KLEIN, H. FREIMUTH, G. J. MONKMAN, S. EGERSDÖRFER, A. MEIER u. a. „Electrorheological tactel elements“. In: *Mechatronics* 15.7 (2005), S. 883–897.
- [Kle06] W. KLEPPMANN. *Taschenbuch Versuchsplanung - Produkte und Prozesse optimieren*. 4. Aufl. München: Hanser, 2006, S. 317.



- [Koe+04] H. KOERNER, G. PRICE, N. A. PEARCE, M. ALEXANDER und R. A. VAIA. „Remotely actuated polymer nanocomposites[mdash]stress-recovery of carbon-nanotube-filled thermo-plastic elastomers“. In: *Nat Mater* 3.2 (2004), S. 115 –120.
- [Koe84] R. C. KOELLER. „Applications of Fractional Calculus to the Theory of Viscoelasticity“. In: *Journal of Applied Mechanics* 51.2 (1984), S. 299–307.
- [Kof+03] G. KOFOD, P. SOMMER-LARSEN, R. KORNBLUH und R. E. PELRINE. „Actuation Response of Polyacrylate Dielectric Elastomers“. In: *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* 14.12 (2003), S. 787–793.
- [Kof08] G. KOFOD. „The static actuation of dielectric elastomer actuators: how does pre-stretch improve actuation?“ In: *Journal of Physics D - Applied Physics* 41.21 (2008), S. 11.
- [Kon+03] M. KONYO, K. AKAZAWA, S. TADOKORO und T. TAKAMORI. „Tactile feel display for virtual active touch“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2003. (IROS 2003). Proceedings. 2003 IEEE/RSJ International Conference on*. Bd. 4. 2003, S. 3744 –3750.
- [Kon+05] M. KONYO, S. TADOKORO, A. YOSHIDA und N. SAIWAKI. „A tactile synthesis method using multiple frequency vibrations for representing virtual touch“. In: *Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on*. 2005, S. 3965 –3971.
- [Koo+06a] I. KOO, K. JUNG, J. C. KOO, J. D. NAM, Y. LEE und H. R. CHOI. „Wearable Fingertip Tactile Display“. In: *SICE-ICASE, 2006. International Joint Conference*. 2006, S. 1911 –1916.
- [Koo+06b] I. KOO, K. JUNG, J. C. KOO, J. D. NAM, Y. LEE und H. R. CHOI. „Wearable tactile display based on soft actuator“. In: *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on*. 2006, S. 2220 –2225.
- [Kor+00] R. KORNBLUH, R. E. PELRINE, Q. PEI, S. OH und J. P. JOSEPH. „Ultrahigh strain response of field-actuated elastomeric polymers“. In: *Proc. SPIE: Smart Structures and Materials 2000* 3987 (2000), S. 51–63.
- [Kor+02] R. KORNBLUH, R. E. PELRINE, Q. PEI, R. HEYDT, S. STANFORD, S. OH und J. ECKERLE. „Electroelastomers: Application of Dielectric Elastomer Transducers for Actuation, Generation and Smart Structures“. In: *Proceedings of SPIE. Smart Structures and Materials 2002: Industrial and Commercial Applications of Smart Structures Technologies* 4698 (2002), S. 254–270.
- [Kor+98] R. KORNBLUH, R. E. PELRINE, J. ECKERLE und J. P. JOSEPH. „Electrostrictive polymer artificial muscle actuators“. In: *Robotics and Automation, 1998. Proceedings. 1998 IEEE International Conference on* 3 (1998), S. 2147.
- [Kor+99] R. KORNBLUH, R. E. PELRINE, J. P. JOSEPH, R. HEYDT, Q. PEI und S. CHIBA. „High-field electrostriction of elastomeric polymer dielectrics for actuation“. In: *SPIE Proc. Smart Structures and Materials* 3669 (1999), S. 149 –161.
- [Kos+08] U. KOSIDLO, D.G. WEIS, M. MOOSMANN, M. HOFMANN, A. SCHNEPF und I. KOLARIC. „Novel Carbon Nanotube-Polymer Actuators and their Characteristics“. In: *Conference Proceedings. ACTUATOR 2008. 11th International Conference on New Actuators*. 2008, S. 860 –863.
- [KP07] K.-U. KYUNG und J.-S. PARK. „Ubi-Pen: Development of a Compact Tactile Display Module and Its Application to a Haptic Stylus“. In: *EuroHaptics Conference, 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007. Second Joint*. 2007, S. 109–114.

- 
- [KPJ95] R. KORNBLUH, R. E. PELRINE und J. P. JOSEPH. „Elastomeric dielectric artificial muscle for small robots“. In: *Proceedings of the Third IASTED International Conference on Robotics and Manufacturing, Cancun, Mexico, 14.-16. Juni 1995* (1995), S. 1 –6.
- [KS02] J. KIM und Y. B. SEO. „Electro-active paper actuators“. In: *Smart Materials and Structures* 11.3 (2002), S. 355–360.
- [KSA08] S. KORKUT, D. A. SAVILLE und I. A. AKSAY. „Enhanced Stability of Electrohydrodynamic Jets through Gas Ionization“. In: *Physical Review Letters* 100.3 (2008), S. 4.
- [KSL08] G. KOFOD und P. SOMMER-LARSEN. „Compliant Electrodes: Solutions, Materials and Technologies“. In: *Dielectric Elastomers as Electromechanical Transducers - Fundamentals, Materials, Devices, Models and Applications of an Emerging Electroactive Polymer Technology*. Hrsg. von FEDERICO CARPI, DANILO DE ROSSI, ROY KORNBLUH, RONALD PELRINE und PETER. SOMMER-LARSEN. Amsterdam, Oxford: Elsevier, 2008, S. 69–76.
- [Kuh+50] W. KUHN, B. HARGITAY, A. KATCHALSKY und H. EISENBERG. „Reversible Dilation and Contraction by Changing the State of Ionization of High-Polymer Acid Networks“. In: *Nature* 165 (1950), S. 514 –516.
- [Kul+99] A. K. KULKARNI, K. H. SCHULZ, T. S. LIM und M. KHAN. „Dependence of the sheet resistance of indium-tin-oxide thin films on grain size and grain orientation determined from X-ray diffraction techniques“. In: *Thin Solid Films* 345.2 (1999), S. 273 –277.
- [Lac+05] S. P. LACOUR, J. JONES, S. WAGNER, T. LI und Z. SUO. „Stretchable Interconnects for Elastic Electronic Surfaces“. In: *Proceedings of the IEEE* 93.8 (2005), S. 1459–1467.
- [Led91] S. J. LEDERMAN. „Skin and touch“. In: *Encyclopedia of human biology*. Hrsg. von RENATO DULBECCO. Bd. Vol. 7. San Diego, Calif.: Acad. Press, 1991, S. 51–63.
- [Lem+09] P. LEMMENS, F. CROMPVOETS, D. BROKKEN, J. EERENBEEMD und G.-J. DE VRIES. „A body-conforming tactile jacket to enrich movie viewing“. In: *EuroHaptics conference, 2009 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2009. Third Joint*. 2009, S. 7–12.
- [Len+05] A. LENDLEIN, H. JIANG, O. JUNGER und R. LANGER. „Light-induced shape-memory polymers“. In: *Nature* 434.7035 (2005), S. 879 –882.
- [Len+07] J. LENG, H. LV, Y. LIU und S. DU. „Electroactivate shape-memory polymer filled with nanocarbon particles and short carbon fibers“. In: *Applied Physics Letters* 91.14 (2007), S. 3.
- [Liu+07] H. LIU, P. MEUSEL, N. SEITZ, B. WILLBERG, G. HIRZINGER u. a. „The modular multi-sensory DLR-HIT-Hand“. In: *Mechanism and Machine Theory* 42.5 (2007), S. 612 –625.
- [LL05] J. S. LEE und S. LUCYSZYN. „A Micromachined Refreshable Braille Cell“. In: *Microelectromechanical Systems, Journal of* 14.4 (2005), S. 673 –682.
- [LL07] J. S. LEE und S. LUCYSZYN. „Thermal analysis for bulk-micromachined electrothermal hydraulic microactuators using a phase change material“. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 135.2 (2007), S. 731 –739.
- [LLL09] X. LAN, Y. LIU und J. LENG. „Electrically conductive shape-memory polymer filled with Ni powder chains“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2009*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN und THOMAS WALLMERSPERGER. Bd. 7287. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2009, S. 8.
- [Lot09] P. LOTZ. „Dielektrische Elastomerstapelaktoren für peristaltische Fluidförderung“. Dissertation. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2009.
-

- [LS07] T. LI und Z. SUO. „Ductility of thin metal films on polymer substrates modulated by interfacial adhesion“. In: *International Journal of Solids and Structures* 44.6 (2007), S. 1696–1705.
- [LT72] S. J. LEDERMAN und M. M. TAYLOR. „Fingertip Force, Surface Geometry, and the Perception of Roughness by Active Touch“. In: *Perception and Psychophysics* 12.5 (1972), S. 401–408.
- [Löt94] J. LÖTZSCH. „Computer-aided access to tactile graphics for the blind“. In: *Lecture Notes in Computer Science, Computers for Handicapped Persons*. Bd. 860. Berlin: Springer, 1994, S. 575–581.
- [LYN09] H. LI, Y. K. YEW und T. Y. NG. „Modeling for analysis of the effect of Young’s modulus on soft active hydrogels subject to pH stimulus“. In: *Smart Materials and Structures* 18.4 (2009), S. 10.
- [Mad+04a] J. D. W. MADDEN, N. A. VANDESTEEL, P. A. ANQUETIL, P. G. A. MADDEN, A. TAKSHI u. a. „Artificial muscle technology: physical principles and naval prospects“. In: *Oceanic Engineering, IEEE Journal of* 29.3 (2004), S. 706–728.
- [Mad+04b] P. G. A. MADDEN, J. D. W. MADDEN, P. A. ANQUETIL, N. A. VANDESTEEL und I. W. HUNTER. „The relation of conducting polymer actuator material properties to performance“. In: *Oceanic Engineering, IEEE Journal of* 29.3 (2004), S. 696–705.
- [Man99] J. M. MANZKE. „Public Terminals für Blinde und Sehbehinderte“. Dissertation. Zürich: ETH Zürich, Nr. 13191, 1999.
- [MAS04] Y. MAKINO, N. ASAMURA und H. SHINODA. „Multi primitive tactile display based on suction pressure control“. In: *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2004. HAPTICS '04. Proceedings. 12th International Symposium on*. 2004, S. 90–96.
- [Mas92] M. J. MASSIMINO. „Sensory Substitution for Force-Feedback in Space Teleoperation“. Diss. Massachusetts Institute of Technology, 1992, S. 216.
- [Mat01] M. MATZKE. „Entwicklung eines Mehrkanal-Hochspannungsverstärkers für elektrostatische Antriebe“. Studienarbeit 1484. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2001.
- [Mat+02] K. MATSUURA, T. YAKOH, T. AOYAMA, H. ANZAI, K. SAKURAI und K. ISOBE. „Smooth tactile display in mouse using electro-rheological gel“. In: *Industrial Electronics, 2002. ISIE 2002. Proceedings of the 2002 IEEE International Symposium on*. Bd. 2. 2002, S. 424–429.
- [Mat03] M. MATYSEK. „Messtechnische Charakterisierung elektrostatischer Aktoren mit elastischem Dielektrikum“. Diplomarbeit 1535. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2003.
- [MCA09] T. G. MCKAY, E. CALIUS und I. A. ANDERSON. „The dielectric constant of 3M VHB: a parameter in dispute“. In: Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN und THOMAS WALLMERSPERGER. Bd. 7287. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2009, S. 10.
- [MM95] K.-J. MOLL und M. MOLL. *Anatomie - Kurzlehrbuch zum Gegenstandskatalog*. 14. Aufl. Neckarsulm [u.a.]: Jungjohann, 1995, S. 655.
- [MWF00] G. MOY, C. WAGNER und R. S. FEARING. „A compliant tactile display for teletaction“. In: *Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA '00. IEEE International Conference on*. Bd. 4. 2000, 3409–3415 vol.4.

- 
- [NHH04] M. NAKASHIGE, K. HIROTA und M. HIROSE. „Linear actuator for high-resolution tactile display“. In: *Robot and Human Interactive Communication, 2004. ROMAN 2004. 13th IEEE International Workshop on*. 2004, S. 587–590.
- [ODH98] A. M. OKAMURA, J. T. DENNERLEIN und R. D. HOWE. „Vibration feedback models for virtual environments“. In: *Robotics and Automation, 1998. Proceedings. 1998 IEEE International Conference on*. Bd. 1. 1998, S. 674–679.
- [Oka+07] S. OKAMOTO, M. KONYO, T. MAENO und S. TADOKORO. „Roughness Feeling Telepresence System with Communication Time-D“. In: *EuroHaptics Conference, 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007. Second Joint*. 2007, S. 595–596.
- [Onl08] SPIEGEL ONLINE. *Das Handy mit dem Haptik-Trick*. 2008. URL: <http://www.spiegel.de/netzwelt/mobil/0,1518,564263,00.html> (besucht am 10. 08. 2009).
- [Pai+06] I. H. PAIK, N. S. GOO, Y. C. JUNG und J. W. CHO. „Development and application of conducting shape memory polyurethane actuators“. In: *Smart Materials and Structures* 15.5 (2006), S. 1476–1482.
- [PB08] A. POOLE und J. D. BOOKER. „Classification and selection of actuator technologies with consideration of stimuli generation“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6927. 1. San Diego, California, USA: SPIE, 2008, S. 10.
- [Pel+00] R. E. PELRINE, R. KORNBLUH, J. P. JOSEPH, R. HEYDT, Q. PEI und S. CHIBA. „High-field deformation of elastomeric dielectrics for actuators“. In: *Materials Science and Engineering C* 11 (2000), S. 89–100.
- [Pel+01] R. E. PELRINE, R. KORNBLUH, J. ECKERLE, P. JEUCK, S. OH, Q. PEI und S. STANFORD. „Dielectric elastomers: generator mode fundamentals and applications“. In: *Smart Structures and Materials 2001: Electroactive Polymer Actuators and Devices*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 4329. 1. Newport Beach, CA, USA: SPIE, 2001, S. 148–156.
- [Pel+02] R. E. PELRINE, R. KORNBLUH, Q. PEI, S. STANFORD, S. OH u. a. „Dielectric elastomer artificial muscle actuators: toward biomimetic motion“. In: *Smart Structures and Materials 2002: Electroactive Polymer*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 4695. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2002, S. 126–137.
- [Pel+97] R. E. PELRINE, R. KORNBLUH, J. P. JOSEPH und S. CHIBA. „Electrostriction of polymer films for microactuators“. In: *Micro Electro Mechanical Systems, 1997. MEMS '97, Proceedings, IEEE., Tenth Annual International Workshop on* (1997), S. 238–243.
- [PKJ98] R. E. PELRINE, R. KORNBLUH und J. P. JOSEPH. „Electrostriction of polymer dielectrics with compliant electrodes as a means of actuation“. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 64.1 (1998), S. 77–85.
- [PKK00] R. E. PELRINE, R. KORNBLUH und G. KOFOD. „High-Strain Actuator Materials Based on Dielectric Elastomers“. In: *Advanced Materials* 12.16 (2000), S. 1223–1225.
- [Pon08] H. PONGRAC. „Vibrotactile perception: examining the coding of vibrations and the just noticeable difference under various conditions“. In: *Multimedia Systems* 13.4 (2008), S. 297–307.
- [PSK04] A. PIMPIN, Y. SUZUKI und N. KASAGI. „Micro electrostrictive actuator with metal compliant electrodes for flow control applications“. In: *Micro Electro Mechanical Systems, 2004. 17th IEEE International Conference on. (MEMS)*. 2004, S. 478–481.
-

- [Ran+08a] M. RANDAZZO, R. BUZIO, G. METTA, G. SANDINI und U. VALBUSA. „An Architecture for the Semiautomatic Fabrication of Multilayer Stacked Contractile and Expanding Dielectric Elastomer Actuators“. In: *Conference Proceedings: Actuator 2008, 11th International Conference on New Actuators and 5th International Exhibition on Smart Actuators and Drive Systems, 9 - 11 June 2008, Bremen*. Hrsg. von HUBERT BORGMANN. 2008, S. 876 –879.
- [Ran+08b] M. RANDAZZO, R. BUZIO, G. METTA, G. SANDINI und U. VALBUSA. „Architecture for the semi-automatic fabrication and assembly of thin-film based dielectric elastomer actuators“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6927. 1. San Diego, California, USA: SPIE, 2008, S. 10.
- [Ren+08] K. REN, S. LIU, M. LIN, Y. WANG und Q. M. ZHANG. „A compact electroactive polymer actuator suitable for refreshable Braille display“. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 143.2 (2008), S. 335 –342.
- [Rie+09] J. RIEMENSCHNEIDER, S. GEIER, T. MAHRHOLZ, J. MOSCH, H. P. MONNER und M. SINAPIUS. „Solid electrolytes for CNT-based actuators“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2009*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN und THOMAS WALLMERSPERGER. Bd. 7287. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2009, S. 8.
- [Riz+07] R. RIZZO, N. SGAMBELLURI, E. P. SCILINGO, M. RAUGI und A. BICCHI. „Electromagnetic Modeling and Design of Haptic Interface Prototypes Based on Magnetorheological Fluids“. In: *Magnetics, IEEE Transactions on* 43.9 (2007), S. 3586 –3600.
- [RKGJ08] M. RAZZAGHI-KASHANI, N. GHARAVI und S. JAVADI. „The effect of organo-clay on the dielectric properties of silicone rubber“. In: *Smart Materials and Structures* 17.6 (2008), S. 9.
- [Ros+08a] M. ROSENTHAL, C. WEABER, I. POLYAKOV, A. ZARRABI und P. GISE. „Designing components using smartMOVE electroactive polymer technology“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6927. 1. San Diego, California, USA: SPIE, 2008, S. 12.
- [Ros+08b] S. ROSSET, M. NIKLAUS, V. STOJANOV, A. FELBER, P. DUBOIS und H. R. SHEA. „Ion-implanted compliant and patternable electrodes for miniaturized dielectric elastomer actuators“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008* 6927 (2008), S. 10.
- [Ros+08c] S. ROSSET, A. NIKLAUS, P. DUBOIS und H. R. SHEA. „Mechanical characterization of a dielectric elastomer microactuator with ion-implanted electrodes“. In: *Sensors and Actuators A - Physical* 144.1 (2008), S. 185–193.
- [RWS09] J. ROSSITER, P. WALTERS und B. STOIMENOV. „Printing 3D dielectric elastomer actuators for soft robotics“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2009*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN und THOMAS WALLMERSPERGER. Bd. 7287. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2009, S. 10.
- [SC02] I. R. SUMMERS und C. M. CHANTER. „A broadband tactile array on the fingertip“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 112.5 (2002), S. 2118 –2126.
- [SD07] S. SILBERNAGL und A. DESPOPOULOS. *Taschenatlas Physiologie*. 7. Aufl. Stuttgart: Thieme, 2007, S. 441.
- [SG01] A. SCHMIDT und L. GAUL. „Bestimmung des komplexen Elastizitätsmoduls eines Polymers zur Identifikation eines viskoelastischen Stoffgesetzes mit fraktionalen Zeitableitungen“. In: *Jahrestagung 2001 - Deutsche Gesellschaft für Zerstörungsfreie Prüfung*. Hrsg. von DGzFP. Berlin: Berichtssband 75-CD, 2001.



- 
- [She92] T. B. SHERIDAN. *Telerobotics, Automation, and Human Supervisory Control*. Cambridge, MA: MIT Press, 1992, S. 432.
- [SK01] M. SHAHINPOOR und K. J. KIM. „Ionic polymer-metal composites: I. Fundamentals“. In: *Smart Materials and Structures* 10.4 (2001), S. 819–833.
- [SLK02] P. SOMMER-LARSEN und R. KORNBLUH. „Polymer Actuators“. In: *Proceedings of Actuator 2002 -International Conference on New Actuators*. Hrsg. von H. BORGMANN. Bremen: Messe Bremen GmbH, 2002, S. 371–378.
- [SOK66] I. Z. STEINBERG, A. OPLATKA und A. KATCHALSKY. „Mechanochemical Engines“. In: *Nature* 210.5036 (1966), S. 568 –571.
- [SRM97] A. DELLA SANTA, D. DE ROSSI und A. MAZZOLDI. „Characterization and modelling of a conducting polymer muscle-like linear actuator“. In: *Smart Materials and Structures* 6.1 (1997), S. 23–34.
- [SSK99] H.B. SCHREYER, M. SHAHINPOOR und K. J. KIM. „Electrical activation of PAN-Pt artificial muscles“. In: *Smart Structures and Materials 1999: Electroactive Polymer Actuators and Devices*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 3669. Newport Beach, CA, USA: SPIE, 1999, S. 192 –198.
- [SSM98] M. SHINOHARA, Y. SHIMIZU und A. MOCHIZUKI. „Three-dimensional tactile display for the blind“. In: *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 6.3 (1998), S. 249 –256.
- [ST95] R. F. SCHMIDT und G. THEWS. *Physiologie des Menschen*. 26. Aufl. Berlin: Springer, 1995, S. 888.
- [Sta07] M. STAAB. „Aufbau eines Motion-Analyzers zur Charakterisierung von MEMS-Strukturen“. Diplomarbeit 1635. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2007.
- [Su+99] J. SU, J. S. HARRISON, T. L. CLAIR, Y. BAR-COHEN und S. LEARY. „Electrostrictive Graft Elastomers and Applications“. In: *Materials Research Society Symposium Proceedings FF - Electroactive Polymers*. Hrsg. von Q.M. ZHANG, T. FURUKAWA, Y. BAR-COHEN und J. SCHEINBEIM. 1999.
- [Sza+03] J. P. SZABO, J. A. HILTZ, C. G. CAMERON, R. S. UNDERHILL, J. MASSEY, B. WHITE und J. LEIDNER. „Elastomeric composites with high dielectric constant for use in Maxwell stress actuators“. In: *Smart Structures and Materials 2003: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 5051. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2003, S. 180 –190.
- [Tak+08] K. TAKAGI, N. KAMAMICHI, B. STOIMENOV, K. ASAKA, T. MUKAI und Z.W. LUO. „Frequency response characteristics of IPMC sensors with current / voltage measurements“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6927. 1. San Diego, California, USA: SPIE, 2008, S. 10.
- [Tan+82] T. TANAKA, I. NISHIO, S.-T. SUN und S. UENO-NISHIO. „Collapse of Gels in an Electric Field“. In: *Science* 218.4571 (1982), S. 467–469.
- [THK92] H. TOBUSHI, S. HAYASHI und S. KOJIMA. „Mechanical Properties of Shape Memory Polymer of Polyurethane Series : Basic Characteristics of Stress-Strain-Temperature Relationship“. In: *JSME international journal. Ser. 1, Solid mechanics, strength of materials* 35.3 (1992), S. 296 –302.
- [TKB09] M. TRYSON, H. E. KIIL und M. BENSLIMANE. „Powerful tubular core free dielectric electro activate polymer (DEAP) push actuator“. In: *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2009*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN und THOMAS WALLMERSPERGER. Bd. 7287. 1. San Diego, CA, USA: SPIE, 2009, S. 11.
-

- [TMC98] P. M. TAYLOR, A. MOSER und A. CREED. „A sixty-four element tactile display using shape memory alloy wires“. In: *Displays* 18 (1998), S. 163–168.
- [Tsa+05] C. TSAY, S. P. LACOUR, S. WAGNER, T. LI und Z. SUO. „How Stretchable Can We Make Thin Metal Films?“ In: *Mater. Res. Soc. Symp. Proc.; Symposium O: Thin Films–Stresses and Mechanical Properties XI*. Hrsg. von T. E. BUCHHEIT. Bd. 875. Warrendale, Pa: Materials Research Society, 2005, S. 6.
- [UM05] R. S. UNDERHILL und B.W. MICHALCHUK. „Carbon nanotube-elastomer composites for use in dielectric polymer actuators“. In: *MEMS, NANO and Smart Systems, 2005. Proceedings. 2005 International Conference on* (2005), S. 369–370.
- [VJ84] A.B. VALLBO und R.S. JOHANSSON. „Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation“. In: *Human Neurobiology* 3.1 (1984), S. 3–14.
- [VN04] F. VIDAL und R. NAVAS. „A Thermopneumatic Approach for Tactile Displays“. In: *Mechatronics and Robotics, Proc., IEEE Conference on*. Bd. 1. Aachen 2004, S. 395–400.
- [VWB08] T. VÖLKELE, G. WEBER und U. BAUMANN. „Tactile Graphics Revised: The Novel Braille-Dis 9000 Pin-Matrix Device with Multitouch Input“. In: *Lecture Notes in Computer Science, Computers Helping People with Special Needs*. Bd. 5105. Berlin: Springer, 2008, S. 835–842.
- [VZ06] F. VÖLKLEIN und T. ZETTERER. *Praxiswissen Mikrosystemtechnik - Grundlagen - Technologien - Anwendungen*. 2. Aufl. Vieweg+Teubner Verlag / GWV Fachverlage GmbH, Wiesbaden, 2006, S. 491.
- [Wan+04] Y. WANG, C. SUN, E. ZHOU und J. SU. „Deformation mechanisms of electrostrictive graft elastomer“. In: *Smart Materials and Structures* 13.6 (2004), S. 1407–1413.
- [Wan+09] Y. WANG, Y. LI, Y. LUO, M. HUANG und Z. LIANG. „Synthesis and characterization of a novel biodegradable thermoplastic shape memory polymer“. In: *Materials Letters* 63.3-4 (2009), S. 347–349.
- [Was77] B. D. WASHO. „Rheology and Modeling of the Spin Coating Process“. In: *IBM Journal of Research and Development* 21.2 (1977), S. 190–198.
- [Wel+98] P. WELLMAN, W. PEINE, G. FAVALORA und R. D. HOWE. „Mechanical design and control of a high-bandwidth shape memory alloy tactile display - Experimental Robotics V“. In: *Lecture Notes in Control and Information Sciences*. Berlin / Heidelberg: Springer, 1998, S. 56–66.
- [WLH02] C. WAGNER, S. J. LEDERMAN und R. D. HOWE. „A tactile shape display using RC servomotors“. In: *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002. Proceedings. 10th Symposium on*. 2002, S. 354–355.
- [WM05] M. WISSLER und E. MAZZA. „Modeling of a pre-strained circular actuator made of dielectric elastomers“. In: *Sensors and actuators Lausanne / A* 120.1 (2005), S. 184–192.
- [WSH02] M. WATANABE, H. SHIRAI und T. HIRAI. „Wrinkled polypyrrole electrode for electroactive polymer actuators“. In: *Journal of Applied Physics* 92.8 (2002), S. 4631–4637.
- [Yan+06] B. YANG, M. HUANG, C. LI und L. LI. „Effects of moisture on the thermomechanical properties of a polyurethane shape memory polymer“. In: *Polymer* 47.4 (2006), S. 1348–1356.
- [YKH07] J. H. YU, S. Y. KIM und J. HWANG. „Effect of viscosity of silver nanoparticle suspension on conductive line patterned by electrohydrodynamic jet printing“. In: *Applied Physics A: Materials Science and Processing* 89.1 (2007), S. 157–159.



- 
- [YL07] F.-H. YEH und S.-H. LIANG. „Mechanism design of the flapper actuator in Chinese Braille display“. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 135.2 (2007), S. 680 –689.
- [YP02] S. YANTIS und H. PASHLER. *Stevens' handbook of experimental psychology - Sensation and perception*. 3. Aufl. Bd. Vol. 1. New York, NY: Wiley, 2002, S. 804.
- [Yua+08] W. YUAN, L. HU, S. HA, T. LAM, G. GRUNER und Q. PEI. „Self-clearable carbon nanotube electrodes for improved performance of dielectric elastomer actuators“. In: *Electro-active Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2008*. Hrsg. von YOSEPH BAR-COHEN. Bd. 6927. 1. San Diego, California, USA: SPIE, 2008, S. 12.
- [Yun+08] S. YUN, Y. CHEN, J. N. NAYAK und J. KIM. „Effect of solvent mixture on properties and performance of electro-active paper made with regenerated cellulose“. In: *Sensors and Actuators B: Chemical* 129.2 (2008), S. 652 –658.
- [Zha+02] Q. M. ZHANG, H. LI, M. POH, F. XIA, Z.-Y. CHENG, H. XU und C. HUANG. „An all-organic composite actuator material with a high dielectric constant“. In: *Nature* 419.6904 (2002), S. 284 –287.

---

## Eigene Veröffentlichungen

---

- [Fli+09] K. FLITTNER, P. LOTZ, M. MATYSEK u. a. „Integrated Gas valve array using dielectric elastomer actuators“. In: *Smart Structures / NDE. Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) XI. Proceedings of SPIE 7287* (2009).
- [JMS04a] M. JUNGSMANN, M. MATYSEK und H. F. SCHLAACK. „Electrostatic solid-state Actuators with elastic Dielectric and Multilayer Fabrication Technology“. In: *Proc. Actuator 2004* (2004).
- [JMS04b] M. JUNGSMANN, M. MATYSEK und H. F. SCHLAACK. „Technologische Realisierung und Charakterisierung von elektrostatischen Festkörperaktoren mit elastischem Dielektrikum“. In: *ETG-/GMM-Fachtagung, Innovative Klein- und Mikroantriebstechnik. Tagungsband.6* (2004).
- [Ker+09] T. A. KERN, M. MATYSEK, O. MECKEL u. a. *Entwicklung haptischer Geräte - Ein Einstieg für Ingenieure*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, S. 279.
- [LMS09] P. LOTZ, M. MATYSEK und H. F. SCHLAACK. „Peristaltic Pump made of Dielectric Elastomer Actuators“. In: *Smart Structures / NDE. Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) XI. Proceedings of SPIE 7287* (2009).
- [Lot+06] P. LOTZ, V. BISCHOF, M. MATYSEK und H. F. SCHLAACK. „Integrated sensor-actuator-system based on dielectric polymer actuators for peristaltic pumps“. In: *Proc. Actuator 2006* (2006).
- [Lot+08a] P. LOTZ, M. MATYSEK, P. LECHNER u. a. „Dielectric elastomer actuators using improved thin film processing and nanosized particles“. In: *Smart Structures / NDE. Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) X. Proceedings of SPIE 6927* (2008).
- [Lot+08b] P. LOTZ, M. MATYSEK, K. FLITTNER und H. F. SCHLAACK. „Reduction of the Driving Voltage in Dielectric Elastomer Actuators“. In: *Proc. Actuator 2008* (2008), S. 868–871.
- [Mat+08a] M. MATYSEK, P. LOTZ, K. FLITTNER und H. F. SCHLAACK. „High-precision characterization of dielectric elastomer stack actuators and their material parameters“. In: *Smart Structures / NDE. Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) X. Proceedings of SPIE 6927* (2008).
- [Mat+08b] M. MATYSEK, P. LOTZ, K. FLITTNER und H. F. SCHLAACK. „New Electrode Materials and Technologies for Enhanced Performance of Stacked Dielectric Elastomer Actuators“. In: *Proc. Actuator 2008* (2008), S. 872–875.
- [Mat+09] M. MATYSEK, P. LOTZ, T. WINTERSTEIN und H. F. SCHLAACK. „Dielectric elastomer actuators for tactile displays“. In: *EuroHaptics conference, 2009 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2009. Third Joint* (2009), S. 290–295.
- [MLS06] M. MATYSEK, P. LOTZ und H. F. SCHLAACK. „Braille Display with Dielectric Polymer Actuator“. In: *Proc. Actuator 2006* (2006).
- [MLS08] M. MATYSEK, P. LOTZ und H. F. SCHLAACK. „Development of Multilayer Dielectric Elastomer Actuators“. In: *Annex of Proc. Actuator 2008* (2008).
- [MLS09] M. MATYSEK, P. LOTZ und H. F. SCHLAACK. „Tactile Display with Dielectric Multilayer Elastomer Actuators“. In: *Smart Structures / NDE. Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) XI. Proceedings of SPIE 7287* (2009).

- 
- [SLM08] H. F. SCHLAAK, P. LOTZ und M. MATYSEK. „Multilayer Stack Contractile Actuators“. In: *Dielectric Elastomers as Electromechanical Transducers - Fundamentals, Materials, Devices, Models and Applications of an Emerging Electroactive Polymer Technology*. Hrsg. von F. CARPI, D. DE ROSSI, R. KORNBLUH u. a. Amsterdam: Elsevier, 2008.
- [SML05] H. F. SCHLAAK, M. MATYSEK und P. LOTZ. „Novel multilayer electrostatic solid state actuators with elastic dielectric.“ In: *Smart Structures / NDE. Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) VII. Proceedings of SPIE*. 5759 (2005).

---

## Studentische Arbeiten

---

- [AKH05] T. ATAMANN, H. KNELL und C. HATZFELD. „Entwicklung eines Gerätes zur Pulverfluidisierung“. Projektseminar. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2005.
- [Alb+06] B. ALBRECHT, F. KOARK, M. SCHULZ und M. GOMEZ. „Erprobung unterschiedlicher Verfahren zum Auftragen einer Graphit-Suspension auf einen Silikonkörper“. Projektseminar. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2006.
- [Bal+07] J. M. BALLESTEROS, I. CLEMENTE, C. SEIPEL und M. SCHULMEISTER. „Entwicklung eines Messplatzes für Stoffkennzahlen“. Projektseminar. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2007.
- [Ber+07] P. BERGHOFF, M. MANDERSCHIED, P. SCHUSTER und Y. WANG. „Entwicklung eines Formgedächtnis-Roboters“. Projektseminar. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2007.
- [Boh+04] D. BOHRMANN, I. STÖHR, S. MÜLLER und S. KLOSE. „Entwicklung einer Vorrichtung zur Herstellung von Polymer-Rollenaktoren“. Projektseminar. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2004.
- [Bud+08] C. BUDELMANN, D. PFEFFER, A. SCHLEUSSNER und Y. WANG. „Entwicklung eines elektromechanischen Klötzchenstaplers“. Projektseminar. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2008.
- [Fli+05] K. FLITTNER, P. LECHNER, D. LITSCH, L. RAFFLENBEUL und M. STAAB. „Entwurf eines Mikrocontroller-Schiedsrichters für den Versuch SSPS Automatisierungstechnik“ für das Grundlagenpraktikum MEss- und Sensortechnik“. Projektseminar. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2005.
- [Fli07] K. FLITTNER. „Aufbau eines Messplatzes zur Erfassung der statischen und dynamischen Auslenkung dielektrischer Polymeraktoren und Verifikation mathematischer Modelle“. Diplomarbeit 1647. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2007.
- [Hab+08] S. HABERZETTL, C. NEUPERT, A. SCHLEUSSNER und B. ZYDEK. „Entwicklung einer Auswertelektronik für kapazitive Sensoren“. Projektseminar. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2008.
- [Ham07] M. HAMANN. „Charakterisierung und Optimierung des Schleuderprozesses zur Herstellung dielektrischer Polymeraktoren“. Studienarbeit 1652. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2007.
- [Hau+06] H. HAUS, M. SCHREINER, I. TALLA und T. WINTERSTEIN. „Entwicklung eines elektromechanischen Weizenbiereinschenkers“. Projektseminar. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2006.
- [Hau09] H. HAUS. „Entwicklung einer Mensch-Maschine-Schnittstelle unter Verwendung dielektrischer Elastomeraktoren“. Studienarbeit 1712. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2009.
- [Koa07] F. KOARK. „Herstellung metallischer Elektroden auf Silikonfilmen“. Studienarbeit 1660. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2007.

- 
- [Sch05] M. SCHLOSSER. „Entwicklung eines Braille-Displays mit Elastomer-Stapelaktoren“. Studienarbeit 1592. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2005.
- [Sta06] M. STAAB. „Entwicklung einer Schleudereinheit zur Herstellung von elektrostatischen Polymeraktoren“. Studienarbeit 1598. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2006.
- [Win08] T. WINTERSTEIN. „Entwicklung einer Auswerteelektronik für taktile Displays“. Studienarbeit 1685. Darmstadt: Technische Universität Darmstadt. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2008.

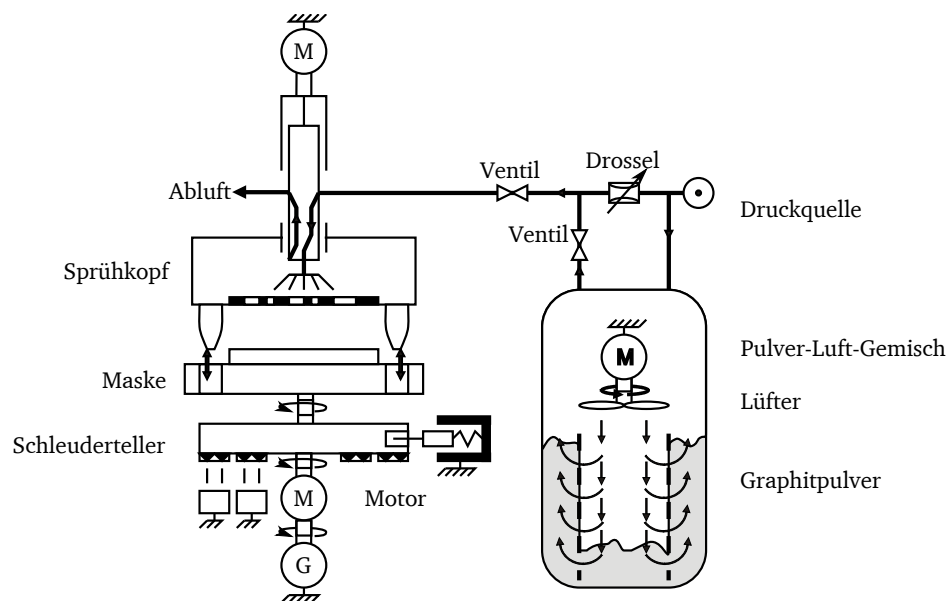


## A Prozessanalyse der Elektrodenherstellung aus einem Aerosol

Die meisten Fehler bei der Herstellung der Aktoren resultieren aus dem Prozessschritt der Elektrodenaufbringung, weshalb dieser beispielhaft näher erläutert wird. Der Ablauf zur Elektrodenherstellung aus einem Aerosol ist in die folgenden drei Phasen gegliedert:

- Absetzen des Sprühkopfes.  
Dabei ist der Schleuderteller in einem definierten Winkel zum Sprühkopf positioniert, bevor der Sprühkopf auf die Maske herunter gefahren wird und die Maske auf die obere Silikonschicht drückt. Dieser Schritt ermöglicht die Herstellung der Elektroden und Gelelektroden, die unterschiedliche Zuleitungsbereiche benötigen.
- Sprühen des Aerosols.  
Der in Rotation versetzte Schleuderteller dreht sich mitsamt der Maske unter der Schlitzdüse, die ebenfalls im Sprühkopf befindlich ist. Das in einem Vorratstank befindliche Graphit wird Mittels eines Lüfters fluidisiert: es bildet sich eine Partikelwolke im oberen Teil des Behältnisses. Über das Öffnen eines Ventils für einige Millisekunden wird ein Teil dieser Partikelwolke mit der einströmenden Druckluft abtransportiert und einem stetigen Druckluftstrom beige-mischt. Dieser Luftstrom tritt durch die Schlitzdüse aus und wird auf die mit der Maske teilweise bedeckte Silikonoberfläche gesprüht.
- Entfernen überflüssiger Graphitpartikel  
Nachdem der Sprühkopf wieder vom Schleuderteller entfernt ist, werden mit einem reinen Druckluftstrahl freie Graphitpartikel von der Aktoroberfläche abgeblasen.

Aufbau und Anordnung der Komponenten des Prozesses sind in Abbildung A.1 schematisch dargestellt.



**Abbildung A.1:** Elektrodenherstellung mit einem Aerosol nach [Jun04].

Es ist zu beobachten, dass das Absetzen des Sprühkopfes bei steigender Stapelhöhe des Aktors zu einer zunehmenden Aufwölbung der Maske führt. Dadurch kommt es zu Unterblasungen der



---

Maske, die zu einem Verlust der Elektrodenstrukturierung führen und damit den Aktor unbrauchbar machen.

Noch kritischer ist die stark schwankende Qualität der Elektroden. Messbar ist die Elektrodenqualität über den Schichtwiderstand, der scheinbar willkürlich zwischen  $R_{\square} = 20 \text{ k}\Omega$  und  $R_{\square} = 200 \text{ k}\Omega$  schwankt. Selbst bei unveränderten Parametern, wie dem äußeren Sprühdruk oder Ventilschaltzeiten, weisen die Elektroden sichtbar unterschiedliche Schichtdicken auf, bedingt durch starkes Variieren der Zusammensetzung des Graphit-Druckluft-Gemisches. Die Ursachen hierfür liegen in der kompletten Prozesskette: Von dem Lüfter für die Fluidisierung, über die verwendeten Ventile bis hin zu der Schlitzdüse kommt es immer wieder zu Ausfällen und Störungen, meist in Form von technischen Defekten oder Verstopfungen. Die durch die automatisierte Prozessführung einstellbaren Größen sind die Drehzahl des Schleudertellers unter der Düse und die Schaltzeit des Ventils zur Beimischung des Aerosols. Größen, welche die Zusammensetzung des Aerosols darüber hinaus bestimmen sind hingegen unbekannt (z.B. Drehzahl des Lüfters im Graphittank, Menge und Feuchtigkeit des Graphitpulvers, etc.). An diesem Beispiel wird offensichtlich, warum es sinnvoll ist, jeden Prozessschritt möglichst genau beeinflussbar umzusetzen und über die Steuerung in möglichst weiten Grenzen variierbar einzustellen.

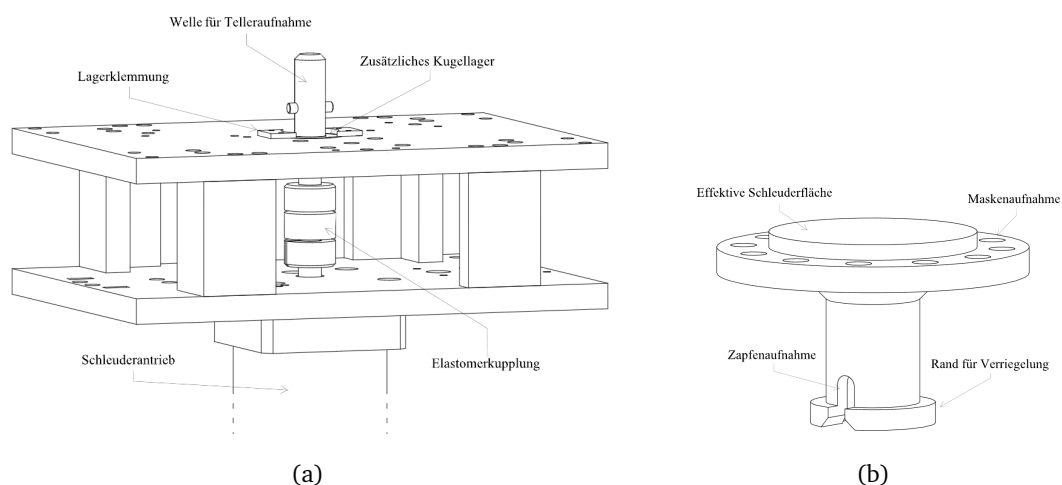
## B Sicherheitskonzept des mechanischen Aufbaus der Schleudereinheit

### Sicherheitskonzept

Eine besondere Bedeutung kommt den im Aufbau integrierten Schutzmechanismen zu. Diese dienen sowohl dem Schutz des Antriebs als auch der Bediener-sicherheit. Die motoreigenen Lager haben eine maximale Belastbarkeit von 40 N. Um den höheren Anforderungen gerecht zu werden wird ein zusätzliches Lager integriert, das die geforderte Maximalkraft von 100 N aufnehmen kann. Die Ankopplung dieses Lagers, in dem die Aufnahme für die Schleuderteller befestigt ist, erfolgt über eine zusätzliche Kupplung, die die hohen Momente übertragen kann, in axialer Richtung aber eine Pufferzone von mehreren Millimetern bietet. Durch diese beiden definierten Verschleißteile ist der Motor selbst möglichst gut geschützt.

Die Überwachung der Motordrehzahl sowie der Temperatur im Motor wird von der motoreigenen Steuereinheit durchgeführt. Das integrierte zusätzliche Lager wird temperaturüberwacht, da sich dessen Verschleiß über eine ansteigende Temperatur äußert. Für den Fall unvorhergesehener Defekte im Antriebsstrang ist der Träger der Schleudereinheit mit einem Beschleunigungssensor versehen, der Vibrationen durch auftretende Unwuchten erkennt und eine Abschaltung des Antriebs einleitet.

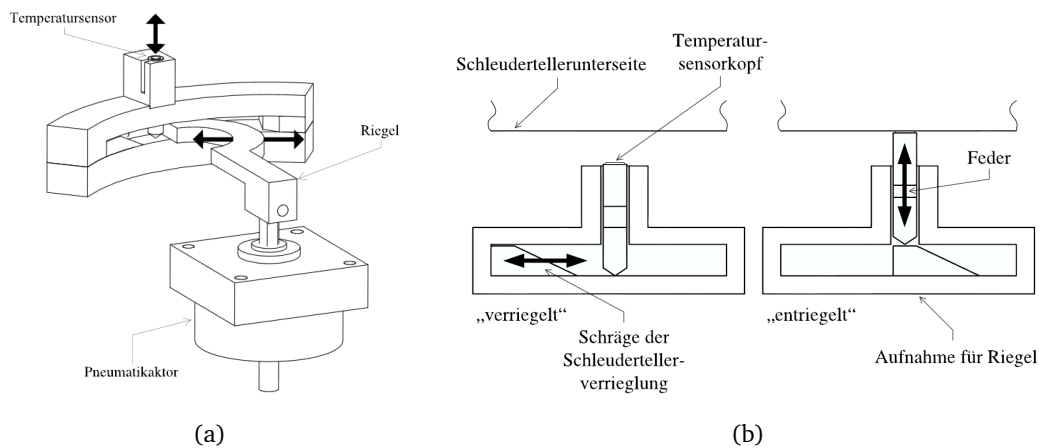
Weitere vorbeugende Schutzmaßnahmen bietet der Anschluss von Druckluftkanälen in den Befestigungsbereich der Lager, da durch den dort erzeugbaren Überdruck das Eindringen von leitfähigem Elektrodenmaterial, das den Verschleiß erhöhen oder Defekte auslösen könnte, weitgehend verhindert wird. Der Aufbau der Antriebseinheit sowie eines Schleudertellers ist in Abbildung B.1 dargestellt. Letzterer wird über einen Querbolzen angetrieben, der sich bei der Rotation in die Zapfenaufnahme dreht. Vor ungewolltem Lösen während des Betriebes ist zusätzlich eine Verriegelung installiert, die zusammen mit dem Temperatursensor angetrieben wird. Der Schließvorgang erfolgt automatisiert vor Einleiten einer Drehbewegung, wobei die Position des Riegels überwacht wird. Mögliche Fehlfunktionen werden damit weitgehend ausgeschlossen.



**Abbildung B.1:** Aufbau der Schleudereinheit. (a) Entkopplung von Schleuderteller und Motor. (b) Schleuderteller.

## Temperaturmessung am abnehmbaren Schleuderteller

Eine kontinuierliche Messung der Temperatur des Schleudertellers ist nicht möglich, vor allem bei einer Drehzahl von 15000 / min. Die Forderung nach leicht abnehmbaren Schleudertellern bedingt eine Temperaturmessung, die von der Unterseite erfolgt. Daher wird ein Temperatursensor von unten an den Schleuderteller gedrückt. Dies macht jedoch nur während Sinn, solange sich der Motor im Stillstand befindet. Realisiert ist daher ein Mechanismus mit einer Funktionsintegration der Tellerverriegelung. Der Aufbau dieses Mechanismus ist in Abbildung B.2 (a) zu sehen. Die an der Stirnseite des Riegels befindliche Abschrägung lässt den Temperatursensor über eine Feder nach unten gleiten, wenn der Riegel geschlossen wird. Ist die Verriegelung jedoch geöffnet, so wird der Sensor nach oben gegen den Schleuderteller gedrückt.



**Abbildung B.2:** Tellerverriegelung mit Temperaturmessung. (a) Übersicht der Verriegelung, die zusätzlich den Temperatursensor bewegt. (b) Detailansicht der Verriegelung.

---

## C Ergänzungen zur statistischen Versuchsplanung

---

### Stufen der Steuergrößen

Die Steuergrößen sind in Tabelle C.1 mitsamt den gewählten Stufen (+ und -) aufgeführt.

**Tabelle C.1:** Gewählte Stufen für alle Faktoren.

Faktor	Beschreibung	+	-
A	Enddrehzahl in U/min	10000	2000
B	Anfangsdrehzahl in U/min	500	200
C	Temperatur des Drehtellers in $^{\circ}\text{C}$	35	Raumtemp.
D	Beschleunigung in $\text{U/min}^2$	4000	1000
E	Elastomermenge in ml	0,15	0,35
F	Schleuderzeit in s	200	30

Die beiden Störgrößen Temperatur und Luftfeuchtigkeit werden während der kompletten Versuchssphase aufgezeichnet. Es sind keine auffälligen Ereignisse identifizierbar, sodass ein Einfluss dieser Störgrößen ausgeschlossen werden kann.

### Versuchsplan

Der komplette durchgeführte fraktionelle faktorielle Versuchsplan ist in Tabelle C.2 dargestellt.

**Tabelle C.2:** Durchgeführter Versuchsplan.

Nr.	A	B	C	D	E	F
1	2000	200	R	1000	0,035	30
2	10000	200	R	1000	0,035	200
3	2000	500	R	1000	0,035	200
4	10000	500	R	1000	0,035	30
5	2000	200	35	1000	0,035	200
6	10000	200	35	1000	0,035	30
7	2000	500	35	1000	0,035	30
8	10000	500	35	1000	0,035	200
9	2000	200	R	4000	0,035	200
10	10000	200	R	4000	0,035	30
11	2000	500	R	4000	0,035	30
12	10000	500	R	4000	0,035	200
13	2000	200	35	4000	0,035	30
14	10000	200	35	4000	0,035	200
15	2000	500	35	4000	0,035	200
16	10000	500	35	4000	0,035	30
17	2000	200	R	1000	0,05	200
18	10000	200	R	1000	0,05	30
19	2000	500	R	1000	0,05	30
20	10000	500	R	1000	0,05	200
21	2000	200	35	1000	0,05	30
22	10000	200	35	1000	0,05	200
23	2000	500	35	1000	0,05	200
24	10000	500	35	1000	0,05	30
25	2000	200	R	4000	0,05	30
26	10000	200	R	4000	0,05	200
27	2000	500	R	4000	0,05	200
28	10000	500	R	4000	0,05	30
29	2000	200	35	4000	0,05	200
30	10000	200	35	4000	0,05	30
31	2000	500	35	4000	0,05	30
32	10000	500	35	4000	0,05	200

---

## D Mathematische Ergänzungen

---

### Berechnung der Stapeldeformation

Für die Berechnung der Stapeldeformation  $S_{\text{Stapel}}$  in Abhängigkeit der Elektrodendicke  $d_E$  für unterschiedliche Filmdicken des Dielektrikums  $d_D$  wird Gleichung (D.1) verwendet. Dabei wird eine beliebige Dehnung  $S_z$  der dielektrischen Filme angenommen.

$$S_{\text{Stapel}} = 1 - \left( \frac{(1 - S_z) \cdot d_D + d_E}{d_D + d_E} \right) \quad (\text{D.1})$$

Die Dicke der Elektrode  $d_E$  kann im Verhältnis zur Filmdicke  $d_D$  gemäß Gleichung (D.2) ausgedrückt werden.

$$d_E = \gamma \cdot d_D \quad (\text{D.2})$$

Wird damit die Stapeldeformation auf die Dehnung des Dielektrikums bezogen, ergibt sich die normierte Stapeldeformation  $S_{\text{norm},S}$  nach Gleichung (D.3).

$$S_{\text{norm},S} = \frac{S_{\text{Stapel}}}{S_z} = \left( 1 - \left( \frac{(1 - S_z) \cdot d_D + (\gamma \cdot d_D)}{d_D + (\gamma \cdot d_D)} \right) \right) \cdot \frac{1}{S_z} \quad (\text{D.3})$$





---

## E Komplexe mechanische Impedanzen

---

### Komplexe mechanische Impedanzen

Die mechanische Impedanz einer Masse ist nach Gleichung (E.1) definiert.

$$\underline{Z}_m = j\omega m \quad (\text{E.1})$$

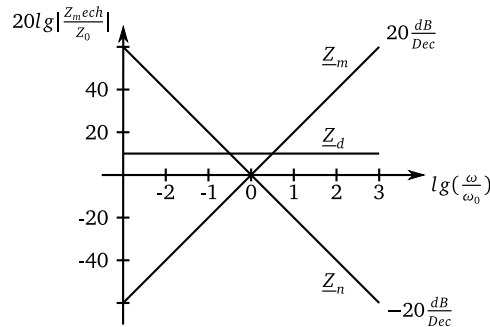
Die Impedanz einer Nachgiebigkeit  $n$  wird nach Gleichung (E.2) berechnet. Der Kehrwert der Nachgiebigkeit entspricht der Federkonstanten  $k$ .

$$\underline{Z}_n = \frac{1}{j\omega n} \quad (\text{E.2})$$

Die Impedanz eines Dämpfers wird nach Gleichung (E.3) berechnet:

$$\underline{Z}_d = d \quad (\text{E.3})$$

In Abbildung E.1 sind die prinzipiellen Frequenzgänge der drei Grundelemente dargestellt.



**Abbildung E.1:** Amplitudenfrequenzgänge der mechanischen Impedanzen.

### Automatische Korrekturrechnung des Impedanzmessplatzes

Die am Messplatz aufgenommenen Werte werden von dem Netzwerkanalysator in einem Bode-Diagramm (Amplitudenfrequenzgang und Phasengang) erfasst. Die Impedanz entspricht also dem auf die Standardimpedanz  $\underline{Z} = 1 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$  bezogenen, logarithmischen Wert.

Daraus wird die Amplitude der vermessenen Impedanz berechnet und zusammen mit der Phaseninformation in eine komplexe Impedanz umgerechnet. Im komplexen Bereich kann nun gerade die störende Masse der Leerlaufmessung subtrahiert werden.

$$\underline{Z}_{\text{mech,korr}} = \underline{Z}_{\text{mech,messobjekt}} - \underline{Z}_{\text{mech,masse}} \quad (\text{E.4})$$

Die jetzt korrigierte komplexe mechanische Impedanz des Messobjektes kann wieder auf die Standardimpedanz bezogen werden und anschließend logarithmisch dargestellt werden.

Weiterführende Details zum Aufbau dieses Messplatzes sind in [Mat03] dokumentiert.



---

## F Leistungsbedarf des vibrotaktilen Displays

---

Es gilt das RC-Ersatzschaltbild aus Abbildung 6.4. Der zeitabhängige Verlauf der Leistung, die von der komplexen Impedanz  $\underline{Z} = R + 1/j\omega C_A$  aufgenommen wird, ergibt sich ausgehend von Gleichung (F.1) zu Gleichung (F.5).

$$p(t) = u(t) \cdot i(t) = \hat{u} \hat{i} \sin(\omega t) \sin(\omega t + \varphi) \quad (\text{F.1})$$

Unter Verwendung des Additionstheorems

$$\sin(x_1 + x_2) = \sin x_1 \cdot \cos x_2 + \cos x_1 \cdot \sin x_2 \quad (\text{F.2})$$

ergibt sich folgender Ausdruck für die elektrische Leistung:

$$p(t) = \hat{u} \hat{i} \sin^2(\omega t) \cos \varphi + \hat{u} \hat{i} \sin(\omega t) \cos(\omega t) \sin \varphi. \quad (\text{F.3})$$

Durch Einbeziehung der Zusammenhänge

$$\sin^2(x) = \frac{1}{2}(1 - \cos(2x)) \quad \text{und} \quad \sin x \cdot \cos x = \frac{1}{2}\sin(2x) \quad (\text{F.4})$$

folgt schließlich:

$$p(t) = \frac{\hat{u} \hat{i}}{2} \cos \varphi (1 - \cos(2\omega t)) + \frac{\hat{u} \hat{i}}{2} \sin \varphi \sin(2\omega t). \quad (\text{F.5})$$

Der zeitliche Mittelwert des ersten Summanden aus Gleichung (F.5) stellt die Wirkleistung  $P$  dar und ergibt sich mit den gemessenen Werten zu

$$P = \frac{\hat{u} \hat{i}}{2} \cos \varphi = \frac{497,9 \text{ V} \cdot 135 \mu\text{A}}{2} \cos 89,53^\circ = 0,27 \text{ mW}. \quad (\text{F.6})$$

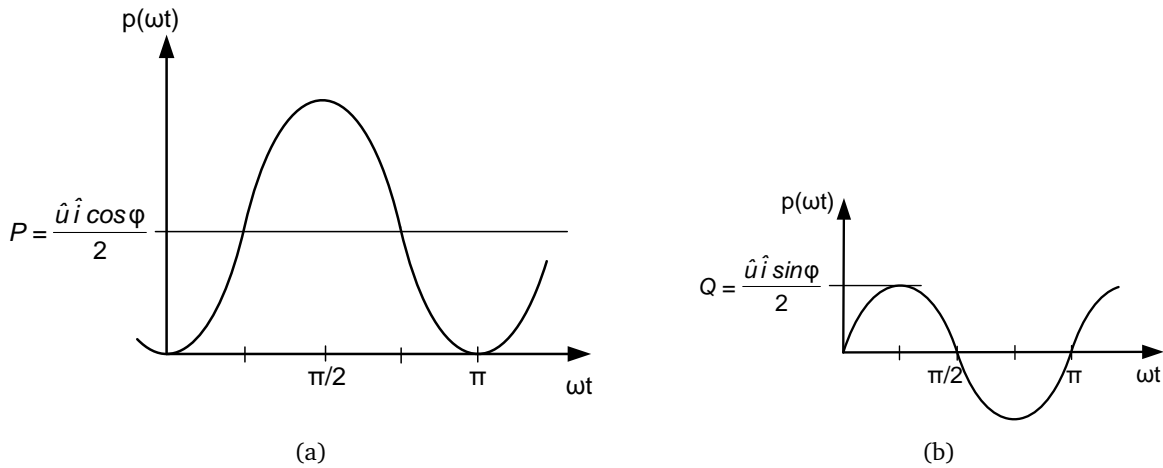
Der zweite Summand aus Gleichung (F.5) besitzt den Mittelwert Null. Die Amplitude repräsentiert die Blindleistung und beschreibt die Leistung, die periodisch von der Impedanz  $\underline{Z}$  aufgenommen und wieder abgegeben wird.

$$Q = \frac{\hat{u} \hat{i}}{2} \sin \varphi = \frac{497,9 \text{ V} \cdot 135 \mu\text{A}}{2} \sin 89,53^\circ = 33,6 \text{ mvar} \quad (\text{F.7})$$

Die Scheinleistung ergibt sich damit nach Gleichung (F.8).

$$S = \sqrt{P^2 + Q^2} = \sqrt{(0,27 \text{ mW})^2 + (33,6 \text{ mvar})^2} = 33,6 \text{ mVA} \quad (\text{F.8})$$

Abbildung F.1 zeigt den zeitlichen Verlauf der Wirk- und Blindleistung. Bemerkenswert ist, dass die Wirkleistung beinahe nur 1/100 der Blindleistung beträgt. Dies ist durch die nahezu rein kapazitive Impedanz des Aktors mit einem Phasenwinkel von annähernd  $90^\circ$  bedingt.



**Abbildung F.1:** Zeitlicher Verlauf der Leistungsanteile: (a) Wirkleistung (b) Blindleistung .

Selbst mit der im schlechtesten Fall anzunehmenden Scheinleistung folgt, dass sich ein Einsatz in einem mobilen Endgerät, auch unter Berücksichtigung auftretender Verluste durch eine ggf. erforderliche Spannungstransformation und Wechselrichten, anbietet. Gerade hier kann allerdings beim Entladen des Aktors ein Teil der Energie zurückgewonnen werden.

Für den Phasenwinkel zwischen Strom und Spannung gilt Gleichung (F.9).

$$\tan \varphi = \frac{X_C}{R} \quad (\text{F.9})$$

Für einen großen Phasenwinkel und damit eine kleine Wirkleistungen ist eine große Reaktanz  $X_C$  gegenüber dem Ohmschen Widerstand  $R$  erforderlich.

Gleichung (F.10) verdeutlicht, dass die Reaktanz für größere Kapazitäten und höhere Frequenzen kleiner wird. Damit wird auch der Anteil der Wirkleistung größer. Gerade hinsichtlich einer extremen Reduzierung der Schichtdicke gilt es, dies zu berücksichtigen. Bei der Wahl für ein Aktorlayout sollte also neben der Wahl der Betriebsspannung und der Auslegung der Maximalfrequenz auch die Verlustleistung der Aktoren berücksichtigt werden. Es bleibt zu vermuten, dass eine aus der Verlustleistung resultierende Erhitzung der Aktoren durchaus zu deren Zerstörung führen kann. Entsprechende Untersuchungen sind bereits geplant.

$$X_C = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f_{el} \cdot C} \quad (\text{F.10})$$

## G Ergänzungen zu den Probandenversuchen

### Ergebnisse der Probandentests zu den Untersuchungen der Wahrnehmung.

Tabelle G.1 zeigt die einzelnen Ergebnisse der 15 Probanden mit dem jeweiligen Ein- und Austrittsschwellwert bei allen sieben Frequenzen.

**Tabelle G.1:** Ermittelte Grenzspannungen  $U_W$  für steigende ( $\uparrow$ ) und fallende ( $\downarrow$ ) Stimulation.

Proband	f [Hz]	50	100	150	200	250	300	400
P1	$U_W \downarrow$ in V	920	850	1280	880	850	750	940
	$U_W \uparrow$ in V	1080	1000	1300	940	1020	760	1000
P2	$U_W \downarrow$ in V	1200	740	540	700	550	650	880
	$U_W \uparrow$ in V	1350	940	780	870	620	800	1100
P3	$U_W \downarrow$ in V	1300	950	700	600	470	670	940
	$U_W \uparrow$ in V	1520	1020	760	600	500	670	1010
P4	$U_W \downarrow$ in V	1270	960	600	560	310	360	300
	$U_W \uparrow$ in V	1350	1100	800	650	500	600	500
P5	$U_W \downarrow$ in V	980	920	490	340	430	700	880
	$U_W \uparrow$ in V	1150	1200	540	530	620	980	1170
P6	$U_W \downarrow$ in V	1400	890	750	790	790	900	1070
	$U_W \uparrow$ in V	1550	960	870	850	870	910	1050
P7	$U_W \downarrow$ in V	1500	1270	750	700	760	700	740
	$U_W \uparrow$ in V	1720	1320	880	740	800	940	1100
P8	$U_W \downarrow$ in V	1300	750	550	730	670	800	720
	$U_W \uparrow$ in V	1460	1100	600	870	800	970	1200
P9	$U_W \downarrow$ in V	1450	1050	820	670	630	750	980
	$U_W \uparrow$ in V	1600	1350	910	800	670	800	900
P10	$U_W \downarrow$ in V	1250	1250	750	750	630	920	890
	$U_W \uparrow$ in V	1350	1360	1000	780	820	1000	1100
P11	$U_W \downarrow$ in V	700	700	1300	1400	1430	1000	1240
	$U_W \uparrow$ in V	850	950	1470	1440	1500	1180	1560
P12	$U_W \downarrow$ in V	1280	1000	620	640	470	600	710
	$U_W \uparrow$ in V	1370	1220	640	770	640	720	840

In Tabelle G.2 sind die berechneten Mittelwerte und Standardabweichungen der aufgenommenen Werte zusammengefasst. Es fällt auf, dass der Mittelwert aus Ein- und Austrittsschwellwert des Stimulus im Frequenzbereich der maximalen Empfindlichkeit bei 200 Hz und 250 Hz die geringste Abweichung zu den beiden Schwellwerten hat. Das bedeutet, dass die Hysterese zwischen Ein- und Austrittswert in diesem Bereich auch am geringsten ist.

**Tabelle G.2:** Berechnete statistische Größen aus den Ergebnissen der Versuche zur Wahrnehmung.

f [Hz]	50	100	150	200	250	300	400
Mittelwert $U_W \downarrow$ in V	1259	966	713	669	596	709	822
Mittelwert $U_W \uparrow$ in V	1409	1142	825	763	714	831	997
Differenz von $U_W \uparrow$ und $U_W \downarrow$	150	176	112	94	118	122	175
Gesamtmittelwert von $U_W \uparrow$ und $U_W \downarrow$	1334	1054	769	716	655	770	
Standardabweichung $U_W \uparrow$ in V	241	159	273	229	274	164	248
Standardabweichung $U_W \downarrow$ in V	233	182	266	249	288	167	231

Die von den Probanden selbst eingestellten Frequenzwerte für die am intensivsten empfundene Vibration, also der maximalen Empfindlichkeit  $f_{\text{empf}}$  und die höchsten noch wahrnehmbaren Frequenzen  $f_{\text{max}}$  sind in Tabelle G.3 aufgelistet.

**Tabelle G.3:** Ermittelte Frequenz maximaler Empfindlichkeit  $f_{\text{empf}}$  und maximal wahrnehmbare Frequenz  $f_{\text{max}}$ .

Proband	$f_{\text{empf}}$	$f_{\text{max}}$
P1	210	720
P2	160	660
P3	250	680
P4	148	700
P5	240	500
P6	240	760
P7	240	720
P8	180	500
P9	228	720
P10	184	660
P11	140	740
P12	206	600
P13	236	640
P14	250	680
P15	224	620

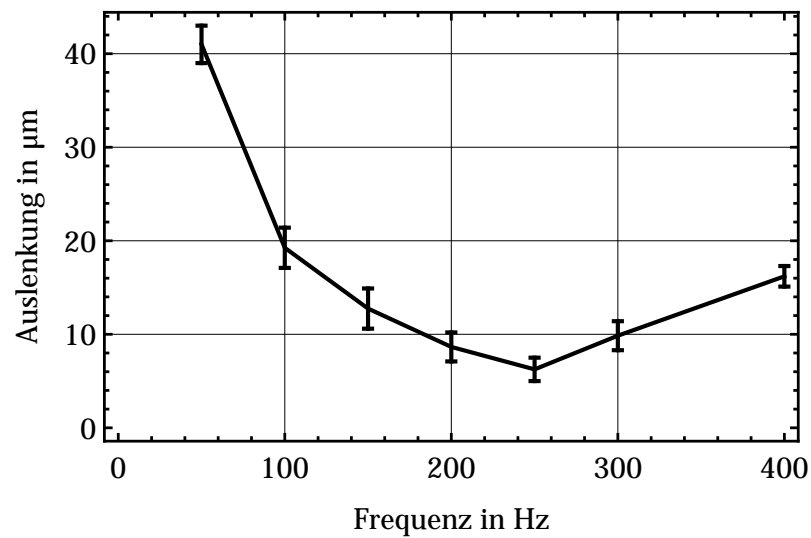
Vergleicht man die deutlich geringeren Streuungen der Frequenzwerte aus Tabelle 7.3 mit denen der Amplitudenwerte, so wird offensichtlich, dass die Wahrnehmung von Frequenzen eine geringe Abhängigkeit von der Testperson aufweist, als der Intensitätseindruck (Amplitudenwert).

Abschließend sind in Abbildung G.1 die Wahrnehmungsschwellwerte auf die Leerlaufauslenkung des Aktors bezogen dargestellt. Die im Versuch zusätzliche Last des Fingers führt zu einer Verringerung dieser Auslenkung, d.h. die tatsächlich wahrgenommene Vibration hat eine noch kleinere Auslenkung.

### Ergebnisse der Probandentests zu den Untersuchungen der Wiedererkennung.

In Abbildung G.2 sind die Signalformen, die die unterschiedlichen Gerätezustände repräsentieren, zusammengefasst.

Die Ergebnisse der einzelnen Testpersonen sind in Tabelle G.4 angegeben, wobei eine „1“ einem wiedererkannten Zustand und entsprechend eine „0“ einer falschen Zuordnung entspricht.

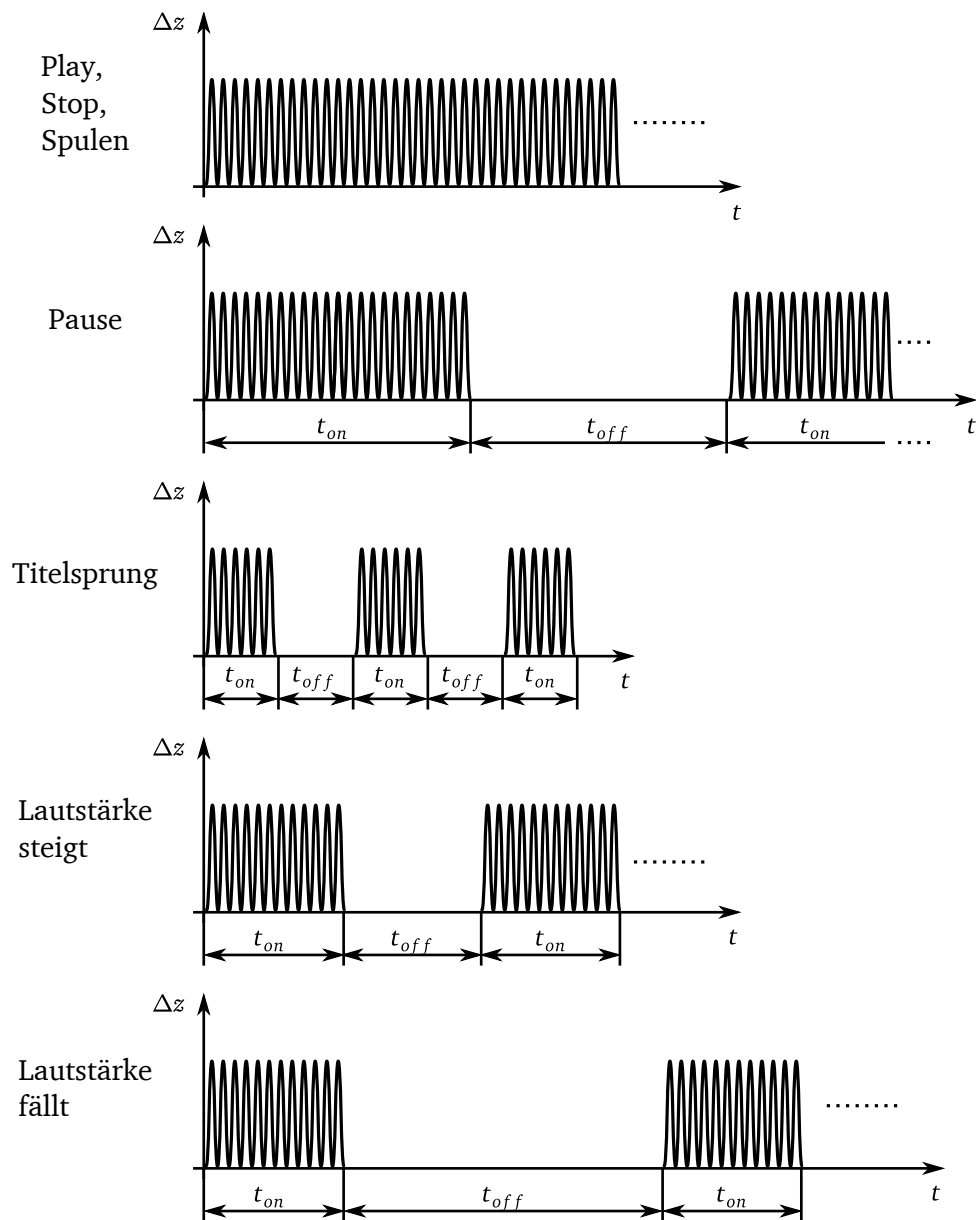


**Abbildung G.1:** Benötigte frequenzabhängige Aktorauslenkung zur Wahrnehmung der jeweiligen Vibration.

**Tabelle G.4:** Ermittelte Grenzspannungen  $U_W$  für steigende ( $\uparrow$ ) und fallende ( $\downarrow$ ) Stimulation.

Signal	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	P11	P12	P13	P14	P15
Play	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Laut. +	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Pause	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Spulen	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Laut. -	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Stop	0	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
Play	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Pause	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1
Spulen	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Laut. +	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Stop	1	1	0	1	1	1	0	1	0	1	1	0	1	1	0
Laut. +	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Spulen	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Laut. -	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
Play	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1





**Abbildung G.2:** Zuordnung der Signalformen zu den Gerätefunktionen.

---

## Index

---

- Aabloo, A., 158  
AG, Metec, 155  
AG, Wacker Chemie, 155  
Ahn, M., 159  
Akazawa, K., 160  
Aksay, I. A., 161  
Albrecht, B., 170  
Aldrich, F., 155  
Alexander, M., 160  
Alici, G., 157, 159  
An, L., 158  
An, Y., 155  
Anderson, I. A., 157, 162  
Anderson, R. A., 155  
Anquetil, P. A., 162  
Anton, M., 158  
Anzai, H., 162  
Aoyama, T., 162  
Asaka, K., 159, 165  
Asamura, N., 155, 162  
Atamann, T., 170  
  
Böse, H., 155  
Bach-Y-Rita, P., 159  
Bagley, R.L., 155  
Ballesteros, J. M., 170  
Bar-Cohen, Y., 155, 165  
Barfield, W., 155  
Barisci, J. N., 155  
Baughman, R. H., 155  
Baumann, U., 166  
Bejczy, A. K., 159  
Bell, A. T., 157  
Benett, W. J., 156  
Benslimane, M., 155, 159, 165  
Berghoff, P., 170  
Bicchi, A., 155, 164  
Bischof, V., 168  
Bohrmann, D., 170  
Bonner, F. T., 157  
Booker, J. D., 163  
Britten, J. A., 156  
Brokken, D., 161  
Brooks, T. L., 155  
Buckley, P. R., 156  
  
Budelmann, C., 170  
Burdea, G. C., 156  
Buss, M., 159  
Butterfass, J., 156  
Buzio, R., 164  
  
Caldwell, D. G., 157  
Calius, E., 157, 162  
Cameron, C. G., 156, 165  
Carpi, F., 156, 157  
Chan, Y. S., 158  
Chanter, C. M., 164  
Chen, C. S., 157  
Chen, Y., 167  
Cheng, Z.-Y., 167  
Chhokar, S., 158  
Chiarelli, P., 156  
Chiba, S., 160, 163  
Cho, J. W., 163  
Choi, H. R., 156, 160  
Chou, C. P., 156  
Chuc, N. H., 156  
Clair, T. L., 165  
Clemente, I., 170  
Corporation, Nokia, 156  
Creed, A., 166  
Crompvoets, F., 161  
Cui, C., 155  
  
Debus, T., 157  
Dennerlein, J. T., 157, 163  
Despopoulos, A., 164  
Doi, M., 159  
DS, 157  
Du, S., 161  
Dubois, P., 157, 164  
Dupont, P., 157  
During, L., 159  
  
Eckerle, J., 160, 163  
Eerenbeemd, J., 161  
Egersdörfer, S., 159  
Eisenberg, H., 161  
Emslie, A. G., 157  
Esashi, M., 158  
Extrand, C.W., 157

Fang, Y., 157  
 Favalora, G., 166  
 Fearing, R. S., 162  
 Felber, A., 164  
 Flack, W. W., 157  
 Flittner, K., 157, 168, 170  
 Freimuth, H., 155, 159  
 Fukuda, S., 158  
 Furness, T. A., 155  
  
 Galantini, F., 156  
 Gallone, G., 156, 157  
 Gaul, L., 164  
 Gaylord, R. H., 157  
 Geier, S., 164  
 Gent, A. N., 157  
 Gharavi, N., 164  
 Giesler, C., 157  
 Gisby, T. A., 157  
 Gise, P., 164  
 Goldstein, E. B., 157  
 Gomez, M., 170  
 Goo, N. S., 163  
 Gravesen, P., 155  
 Gray, D. S., 157  
 Grebenstein, M., 156  
 Gruner, G., 167  
  
 Ha, S., 158, 167  
 Haberzettl, S., 170  
 Haga, Y., 158  
 Hamann, M., 170  
 Han, H. Y., 158  
 Hannaford, B., 156  
 Hargitay, B., 161  
 Harrison, J. S., 165  
 Hatzfeld, C., 170  
 Haus, H., 170  
 Hayashi, S., 165  
 Hayati, S., 159  
 Herbst, G., 157  
 Hess, D. W., 157  
 Heydt, R., 158, 160, 163  
 Heywang, H., 158  
 Hiltz, J. A., 165  
 Hirai, T., 166  
 Hirose, M., 163  
 Hirota, K., 163  
 Hirzinger, G., 156, 161  
 Hofmann, M., 160  
 Howe, R. D., 157, 163, 166  
  
 Hu, L., 167  
 Huang, C., 167  
 Huang, M., 158, 166  
 Hugony, A., 158  
 Hunt, A., 158  
 Hunter, I. W., 162  
 Hwang, J., 166  
  
 Ikei, Y., 158  
 Inc., Artificial Muscle, 158  
 Iqbal, Z., 155  
 Isobe, K., 162  
 Iwami, K., 158  
  
 Jang, T.J., 157  
 Javadi, S., 164  
 Jeuck, P., 163  
 Jiang, H., 158, 161  
 Johansson, R.S., 166  
 John, S., 159  
 Johnson, K. O., 158  
 Jones, J., 161  
 Joseph, J. P., 158, 160, 161, 163  
 Jung, K., 156, 160  
 Jung, Y. C., 163  
 Junger, O., 161  
 Jungmann, M., 159, 168  
  
 Kaczmarek, K. A., 159  
 Kamamichi, N., 165  
 Kammermeier, P., 159  
 Kasagi, N., 163  
 Katchalsky, A., 161, 165  
 Kato, Y., 159  
 Katsnelson, M. I., 159  
 Kawamura, S., 158  
 Kelch, S., 158  
 Kern, T. A., 168  
 Khaled, W., 155  
 Khan, M., 161  
 Kiil, H. E., 159, 165  
 Kim, H. S., 156  
 Kim, J., 161, 167  
 Kim, K. J., 165  
 Kim, S. Y., 166  
 Kim, W. S., 159  
 Klein, D., 159  
 Kleppmann, W., 159  
 Klose, S., 170  
 Knell, H., 170  
 Koark, F., 170

---

Koeller, R. C., 160  
 Koerner, H., 160  
 Kofod, G., 160, 161, 163  
 Kojima, S., 165  
 Kolaric, I., 160  
 Konyo, M., 160, 163  
 Koo, I., 160  
 Koo, J. C., 156, 160  
 Korkut, S., 161  
 Kornbluh, R., 158, 160, 161, 163, 165  
 Koshida, N., 155  
 Kosidlo, U., 160  
 Koster, S., 157  
 Kovacs, G., 159  
 Kruusmaa, M., 158  
 Kuhn, W., 161  
 Kulkarni, A. K., 161  
 Kyung, K.-U., 159, 160  
  
 Löttsch, J., 162  
 Lacour, S. P., 161, 166  
 Lam, T., 167  
 Lan, X., 161  
 Langer, R., 161  
 Leary, S., 155, 165  
 Lechner, P., 168, 170  
 Lederman, S. J., 161, 162, 166  
 Lee, J. S., 161  
 Lee, S. I., 156  
 Lee, S. W., 156  
 Lee, Y., 160  
 Leidner, J., 165  
 Lemmens, P., 161  
 Lendlein, A., 158, 161  
 Leng, J., 161  
 Levita, G., 157  
 Li, C., 158, 166  
 Li, H., 162, 167  
 Li, L., 166  
 Li, T., 161, 162, 166  
 Li, Y., 166  
 Liang, S.-H., 167  
 Liang, Z., 166  
 Lim, T. S., 161  
 Lin, M., 164  
 Litsch, D., 170  
 Liu, H., 156, 161  
 Liu, S., 164  
 Liu, Y., 161  
 Lochmatter, P., 159  
 Lotz, P., 157, 161, 168, 169  
  
 Lucyszyn, S., 161  
 Luo, Y., 166  
 Luo, Z.W., 165  
 Lv, H., 161  
  
 Müller, S., 170  
 Madden, J. D. W., 159, 162  
 Madden, P. G. A., 162  
 Maeno, T., 163  
 Mahrholz, T., 164  
 Makino, Y., 162  
 Makishi, W., 158  
 Manderscheid, M., 170  
 Manzke, J. M., 162  
 Marchetti, A., 157  
 Massey, J., 165  
 Massimino, M. J., 162  
 Matsuura, K., 162  
 Matysek, M., 157, 162, 168, 169  
 Matzke, M., 162  
 Mazza, E., 166  
 Mazzoldi, A., 156, 165  
 McKay, T. G., 162  
 McKinley, G. H., 156  
 Meckel, O., 168  
 Meier, A., 159  
 Metta, G., 164  
 Meusel, P., 161  
 Michalchuk, B.W., 166  
 Migliore, A., 156  
 Mikhaïlov, S., 157  
 Millman, P. A., 157  
 Mochizuki, A., 165  
 Moll, K.-J., 162  
 Moll, M., 162  
 Monkman, G. J., 155, 159  
 Monner, H. P., 164  
 Moosmann, M., 160  
 Mosch, J., 164  
 Moser, A., 166  
 Moy, G., 162  
 Mukai, T., 165  
  
 Nakamura, K., 158  
 Nakashige, M., 163  
 Nam, J. D., 160  
 Navas, R., 166  
 Nayak, J. N., 167  
 Neupert, C., 170  
 Ng, T. Y., 162  
 Niklaus, A., 164

---

Niklaus, M., 164  
 Nishio, I., 165  
  
 Oh, S., 160, 163  
 Okamoto, S., 163  
 Okamura, A. M., 163  
 Online, Spiegel, 163  
 Oplatka, A., 165  
  
 Paik, I. H., 163  
 Park, I. S., 158  
 Park, J.-S., 160  
 Park, J. K., 156  
 Pashler, H., 167  
 Pearce, N. A., 160  
 Peck, L. G., 157  
 Pei, Q., 160, 163, 167  
 Peine, W., 166  
 Pelrine, R. E., 158, 160, 161, 163  
 Pfeffer, D., 170  
 Pimpin, A., 163  
 Poh, M., 167  
 Polyakov, I., 164  
 Pongrac, H., 163  
 Poole, A., 163  
 Price, G., 160  
 Punning, A., 158  
  
 Rafflenbeul, L., 170  
 Randazzo, M., 164  
 Raugi, M., 164  
 Rawji, M., 156  
 Razzaghi-Kashani, M., 164  
 Ren, K., 164  
 Riemenschneider, J., 164  
 Rita, P. Bach-y, 159  
 Ritter, M., 157  
 Rizzo, R., 164  
 Rosenthal, M., 164  
 Rosset, S., 157, 164  
 Rossi, D. de, 155–157  
 Rossi, D. de, 165  
 Rossiter, J., 164  
  
 Saiwaki, N., 160  
 Sakurai, K., 162  
 Sakurai, T., 159  
 Sandini, G., 164  
 Santa, A. Della, 165  
 Saville, D. A., 161  
 Schenker, P., 159  
 Schlaak, H. F., 157, 168, 169  
  
 Schleußner, A., 170  
 Schlosser, M., 157, 171  
 Schmidt, A., 164  
 Schmidt, G., 159  
 Schmidt, R. F., 165  
 Schnepf, A., 160  
 Schreiner, M., 170  
 Schreyer, H.B., 165  
 Schulmeister, M., 170  
 Schulz, K. H., 161  
 Schulz, M., 170  
 Schuster, P., 170  
 Scilingo, E. P., 155, 164  
 Seipel, C., 170  
 Seitz, N., 161  
 Sekitani, T., 159  
 Seo, Y. B., 161  
 Serra, G., 156  
 Sgambelluri, N., 155, 164  
 Shahinpoor, M., 165  
 Shaw, M. T., 155  
 Shea, H. R., 164  
 Sheridan, T. B., 165  
 Shimizu, Y., 165  
 Shinoda, H., 155, 162  
 Shinohara, M., 165  
 Shinohara, T., 155  
 Shirai, H., 166  
 Shiratori, M., 158  
 Silbernagl, S., 164  
 Sinapius, M., 164  
 Small, W., 156  
 Someya, T., 159  
 Sommer-Larsen, P., 155, 160, 161, 165  
 Soong, D. S., 157  
 Spinks, G., 159  
 Stöhr, I., 170  
 Staab, M., 165, 170, 171  
 Stanford, S., 158, 160, 163  
 Stauffer, J., 157  
 Steinberg, I. Z., 165  
 Stoimenov, B., 164, 165  
 Stojanov, V., 164  
 Su, J., 165, 166  
 Summers, I. R., 164  
 Sun, C., 166  
 Sun, S.-T., 165  
 Suo, Z., 161, 162, 166  
 Suzuki, Y., 163  
 Szabo, J. P., 156, 165

---

Tadokoro, S., 160, 163  
 Takagi, K., 165  
 Takamiya, M., 159  
 Takamori, T., 160  
 Takshi, A., 162  
 Talla, I., 170  
 Tan, X., 157  
 Tanaka, T., 165  
 Taylor, M. M., 162  
 Taylor, P. M., 166  
 Thews, G., 165  
 Thomas, I. M., 156  
 Thuy, D. V., 156  
 Tien, J., 157  
 Tobushi, H., 165  
 Tojo, Y., 155  
 Tompkins, W. J., 159  
 Totsu, K., 158  
 Tryson, M., 165  
 Tsagarakis, N., 157  
 Tsay, C., 166  
 Tunayar, A., 155  
  
 Ueno-Nishio, S., 165  
 Underhill, R. S., 156, 165, 166  
  
 Völkel, T., 166  
 Völklein, F., 166  
 Vaia, R. A., 160  
 Valbusa, U., 164  
 Vallbo, A.B., 166  
 Vandesteeg, N. A., 162  
 Vidal, F., 166  
 Vries, G.-J. de, 161  
  
 Wagner, C., 162, 166  
 Wagner, S., 161, 166  
 Wallace, G. G., 159  
 Walters, P., 164  
 Wang, Y., 164, 166, 170  
 Washo, B. D., 166  
 Watanabe, M., 166  
 Weaber, C., 164  
 Weber, G., 166  
 Webster, J. G., 159  
 Weis, D.G., 160  
 Wellman, P., 166  
 White, B., 165  
 Willberg, B., 161  
 Wilson, T. S., 156  
 Winterstein, T., 168, 170, 171  
  
 Wissler, M., 158, 166  
  
 Xia, F., 167  
 Xie, S., 157  
 Xu, H., 167  
  
 Yakoh, T., 162  
 Yamada, M., 158  
 Yang, B., 158, 166  
 Yantis, S., 167  
 Yeh, F.-H., 167  
 Yew, Y. K., 162  
 Yoshida, A., 160  
 Yu, J. H., 166  
 Yuan, W., 167  
 Yun, S., 167  
  
 Zakhidov, A. A., 155  
 Zarrabi, A., 164  
 Zetterer, T., 166  
 Zhang, Q. M., 164, 167  
 Zhou, E., 166  
 Zydek, B., 170



---

## Lebenslauf

### Marc Matysek

geboren am 8. Januar 1976 in Hofheim  
verheiratet

### Berufliche Tätigkeit

Seit 12/2003                      Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der TU Darmstadt  
  
Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik  
Institut für Elektromechanische Konstruktionen  
FG Mikrotechnik und Elektromechanische Systeme

### Studium

09/1996 – 10/2003              Elektro- und Informationstechnik  
TU Darmstadt  
  
Fachrichtung: Elektromechanische Konstruktionen

### Schulbildung

1982 - 1986                      Grundschule Hofheim  
1986 – 1992                      Realschule Hofheim  
1992 – 1995                      Berufliches Gymnasium Hofheim  
06 / 1995                        Abitur

### Grundwehrdienst

07/1995 – 04/1996              3 Monate 2./ Luftwaffenausbildungsregiment 2 in Weert (NL)  
  
7 Monate Luftwaffensicherungssoldat  
Luftwaffensicherungsstaffel Pferdsfeld / JG 73 in Sobernheim

### Praktika

1996                      Flughafen AG Frankfurt  
1996                      Hoechst AG  
2001                      Adam Opel AG / GAPC

---